

Our Ref.: 2382-17

# ***U.S. PATENT APPLICATION***

***Inventor(s):*** Shigehide KUHARA

***Invention:*** MAGNETIC RESONANCE IMAGING INVOLVING MOVEMENT OF  
PATIENT'S COUCH

***NIXON & VANDERHYE P.C.  
ATTORNEYS AT LAW  
1100 NORTH GLEBE ROAD  
8<sup>TH</sup> FLOOR  
ARLINGTON, VIRGINIA 22201-4714  
(703) 816-4000  
Facsimile (703) 816-4100***

## ***SPECIFICATION***

## 明 細 書

### 寝台移動を伴う磁気共鳴イメージング

#### 発明の背景

##### (発明の分野)

この発明は、医用の磁気共鳴イメージング（MRI）装置及び磁気共鳴イメージング方法に係り、とくに、患者（被検体）を載せた寝台（天板）を動かしながら高速に及び／又は広範囲に撮像するタイプの磁気共鳴イメージング装置及び磁気共鳴イメージング方法に関する。

##### (従来技術の説明)

医用の磁気共鳴イメージングは、静磁場中に置かれた被検体の原子核スピンをラーモア周波数の高周波信号で磁氣的に励起し、この励起に伴って発生するFID（自由誘導減衰）信号やエコー信号から被検体の画像を得ることに基礎を置いた撮像法である。この磁気共鳴イメージングにおいても、他の医用モダリティに拠るイメージングと同様に、近年のハードウェアの進歩と共に、様々な撮像法が開発されている。

例えば、下肢の血管の場合にも、既に各種の撮像法が知られている。下肢の場合、通常、体軸方向の撮像領域を広くとる必要がある。また、造影剤が下肢に到達し且つ滞留している間にそのような広い範囲の撮像を終えることも要求され、これには、撮像を高速（短時間のうちに）且つ高時間分解能で行わなければならない。

この内、広範囲な撮像領域を確保する手法の1つに、寝台を移動させながら撮像を行う寝台移動撮像法、所謂、ムービング・ベッド（Moving Bed）法と呼ばれる手法がある。この手法は、ある寝台位置において所定の撮像領域に対する1回目の撮像を行うと、次に寝台（患者）をその撮像領域分の距離だけ移動させた後、次の撮像領域に対する2回目の撮像を行う。この撮像及び寝台移動を順番に繰り返し、例えば下肢などの所望の全撮像領域を撮像する。撮像が終わると、各回の画像を例えば体軸方向に沿って並べるか、又は、1枚の画像に合成して診断に供せられる。

このムービング・ベッド法には更に、全身用コイルを用いて寝台移動を行う手法と、マルチRFコイルを用いる手法とがある。

全身用コイルを用いる手法の場合、全身用コイルはマグネット側に固設されるので、寝台を所定撮像領域の距離分ずつステップ状に移動させ、移動させる度に、新しい寝台位置で撮像すればよい。

図1に、全身用コイル101を用いてムービング・ベッド法を実施できる磁気共鳴イメージング装置の一例を示す。同図において、符号102は静磁場を発生させるマグネットである。全身用コイル101に、デュプレクサ103を介して、送信器104及びプリアンプ105が接続される。プリアンプ105は受信系回路106に接続され、両者で受信器を構成している。システム全体の制御を担うホスト計算機107がシーケンサ108を介して送信器104及び傾斜磁場アンプ109を制御して所定のパルスシーケンスを実行する。ホスト計算機107には入力器109、表示装置110、及び記憶装置111が接続される。なお、ホスト計算機107は図示しない寝台駆動装置を制御して、寝台天板112を移動可能になっており、これにより、ムービング・ベッド法が実施される。

これに対し、マルチRFコイルを用いる手法の場合、マルチRFコイル自体が被検体若しくは寝台に固定され、寝台と共に移動可能である。マルチRFコイルは、例えば、アレイ状に配置された複数の組のコイル体（コイル群）からなる。この場合、各組のコイル体は寝台の移動に伴ってマグネットボア内の静磁場均一領域に入ったり出たりしながらの撮像になる。

そこで、マルチRFコイルをムービング・ベッド法に適用するには、各組のコイル素子による撮像領域を1画像分の撮像領域に対応させ、複数組のコイル体全部で被検体の所望撮像領域をカバーさせる手法が考えられる。

図2に、このマルチRFコイルを用いてムービング・ベッド法を実施する磁気共鳴イメージング装置の一例を示す。マルチRFコイル121は3個のコイル体（コイル群）1～3から成る。コイル体1～3は、夫々、独立にプリアンプ105a～105c、受信系回路106a～106cを介してホスト計算機107に至る。図1の構成に、このマルチRFコイル121及びこのコイルの検出信号を受信処理する回路が付加されている。

一方、上述した撮像時間の短縮化の要求に対しては、傾斜磁場スイッチ時間をより短くするためのブースタ技術の改善など、ハードウェアの高性能化が進められている。

他には、造影剤の通過の様子を高い時間分解能で観察するための高時間分

解能ダイナミック撮像法が知られている。この撮像法は、予め1画像分のデータ収集を行っておき、ダイナミック撮像時には、画像再構成用k空間の中心付近のデータのみを更新するキーホールイメージング法（例えば、「R. A. Jones et al., “Dynamic, contrast enhanced, NMR perfusion imaging of regional cerebral ischaemia in rats using k space substitution,” SMRM 1992, p. 1138」参照）、k空間全体を新しいデータに置き換えてから画像再構成を実施するという手順の代わりに、画像更新レートを高めるため、予めk空間をいくつかの領域に分割し、その一部の領域が新しい収集データに置き換わる度に画像を再構成する、いわゆるビューシェア（View Share）と呼ばれる手法がある（例えば米国特許第4, 830, 012号参照）。また、キーホールイメージング法を3DのMRA用に改良した、3D-TRICKSと呼ばれる手法（例えば米国特許第5, 713, 358号参照）も有り、k空間でのデータ更新レートに関してk空間の中心付近領域を他の領域よりも高めることにより、通常のビューシェアよりも更に高い時間分解能で造影剤の通過状態を観察しようとする手法もある。

しかしながら、前述した各種の従来技術の内、撮像広範囲化のためのマルチRFコイルを用いたムービング・ベッド法の場合、寝台を撮像領域の距離分ずつ移動させる毎に、複数組のコイル素子を切り替えて静磁場均一領域に位置する1組のマルチRFコイルを選択する必要がある。これを行うには、操作者は寝台の移動量を目視しながら手動で切り替えることになるので、そのようにすると、操作が煩雑になり、時間も掛かる上に、正確さにも欠ける。

一方、前述した撮像短時間化及び高時間分解能化についても、現時点のハードウェア技術を以ってしても、また前述したキーホールイメージング法などの撮像法を用いた場合でも、時間分解能は依然として物足りないという現状がある。加えて、前述したキーホールイメージング法などの撮像法は、基本的には、k空間の一部のデータを更新することにより見掛け上の時間分解能を高めているに過ぎないため、微細な構造に対する描出能が不足している。また、前述したキーホールイメージング法などの撮像法は、被検体の撮像領域が一定で、造影剤に因る一部の輝度変化を観察する場合には、適用可能

であるが、寝台を移動させながら異なる領域を順次、高速に撮像する手法には実施できない。

この撮像高速化に関しては、ほぼ全ての磁気共鳴撮像法の高速化に対応可能な方法として、近年、マルチRFコイルを用いて撮像時間を短縮する方法が注目されている（例えば、「10th Ann. Scientific Meeting SMRM 1240 (1991)」参照）。この方法は、1枚の画像再構成に必要なエンコード数を減らして撮像を行い、その結果生じる折り返し現象を、マルチRFコイルを成す複数のコイル素子の感度分布が夫々異なることを利用して分解し、折返しの無い画像を得るものである。この撮像法は、基本的に、通常の撮像法とは異なり、コイル素子数に比例してエンコード数を減らすことができるため、撮像時間を短縮させることができる。

しかしながら、この高速撮像法をムービング・ベッド法に適用する場合、従来の1個の全身用コイルを用いる撮像には使用できない。また、マルチRFコイルを高速撮像法に用いた場合、既に述べたように、操作者が寝台の移動量を認識しながら、複数組のコイル素子（セット）を切り替える必要があるので、上述の高速撮像法のメリットを十分に活かすことができない。

#### 発明の要約

本発明は、上述した従来技術が抱える状況に鑑みてなされたもので、受信用RFコイルとしてマルチRFコイルを用い、ムービング・ベッド法（寝台移動法）に基づき撮像を行う場合、操作上の省力化、撮像の迅速化、及び寝台移動の正確さ向上を図ることを、第1の目的とする。

また、本発明は、受信用RFコイルとしてマルチRFコイルを用い、ムービング・ベッド法に基づき撮像を行う場合、時間分解能を向上させた高速撮像法を容易に実施して、描出能を向上させたMR画像を提供することを、第2の目的とする。

さらに、本発明は、受信用RFコイルが1個しか設けられていない場合であっても、被検体を載せた寝台（天板）の移動を利用して高速撮像法を実施できるようにすることを、第3の目的とする。

さらに、本発明は、被検体を載せた寝台（天板）の移動を利用して高速に造影MRアンギオグラフィ（MRA）を実施でき、ムービング・ベッド法の

汎用性を高めることを、第4の目的とする。

上記目的を達成するため、本発明に係る磁気共鳴イメージング装置の1つの態様によれば、磁場強度が一様な均一領域を含む静磁場を発生する静磁場発生手段と、被検体を載せるとともに前記静磁場を通過する所定方向に移動可能な寝台と、前記被検体に対して設置される複数のコイル体から成る受信用のマルチRFコイルと、前記所定方向における前記寝台と前記マグネットとの間の相対的な位置を前記複数のコイル体夫々の当該所定方向の長さに応じて自動的に変更する位置変更手段と、この位置変更手段により変更された位置夫々にて所定のパルス列の前記被検体に印加するスキャンを行うスキャン手段と、このスキャン手段によるパルス印加に伴って前記被検体から発生するエコー信号を前記マルチRFコイルを介して受信する受信手段と、この受信手段により受信されたエコー信号に所定の受信処理を付してエコーデータに変換する受信処理手段と、この受信処理手段により変換されたエコーデータに基づきMR画像を生成する画像生成手段とを備えたことを特徴とする。

好適には、前記所定方向は、前記寝台の長手方向であり、前記位置変更手段は、前記長手方向における前記寝台の位置を前記静磁場発生手段に対して移動させる手段である。この場合、前記位置変更手段は、前記複数のコイル体の前記長手方向における中心位置が前記静磁場の均一領域に一致するように前記位置を変更する手段であってもよい。更に、前記受信処理手段は、前記複数のコイル要素夫々により受信されたエコー信号の内、前記静磁場の均一領域の前記長手方向における中心位置に位置するコイル要素が受信したエコー信号を自動的に選択して前記画像生成手段に与える選択手段を有していてもよい。例えば、前記選択手段は、前記複数のコイル体により受信されたエコー信号のレベルを検出する信号レベル検出手段と、この信号レベル検出手段により検出されるエコー信号のレベルの変化に基づいて、前記静磁場の均一領域の前記長手方向における中心位置に位置するコイル体が受信したエコー信号を自動的に選択する信号選択手段とを備えることができる。

また、好適には、前記複数のコイル体に備えられ且つ当該コイル体の夫々に固有のID番号を発生するID発生手段と、このID発生手段が発生するID番号に対応した前記複数のコイル体夫々の前記長手方向のサイズを記憶するサイズ記憶手段と、前記複数のコイル体夫々からの信号線を個々に識別

し且つ前記長手方向に沿った当該複数のコイル体の配置状態を検出する配置検出手段と、この配置検出手段により検出されるコイル配置状態の検出情報を前記サイズ記憶手段に参照して前記サイズを判断する判断手段とを備えるとともに、前記位置変更手段は、前記判断手段により判断されたサイズに基づき前記寝台の位置を移動させる手段を有し、前記受信処理手段は、前記複数のコイル体夫々により受信されたエコー信号の内、前記静磁場の均一領域の前記長手方向における中心位置に位置するコイル体が受信したエコー信号を、前記判断手段により判断されたサイズ及び前記配置検出手段により検出されたコイル配置状態に基づいて自動的に選択して前記画像生成手段に与える選択手段を有していてもよい。

更に、好適には、前記パルスシーケンスは、1枚の画像再構成に必要な所定のエンコード数よりも少ないエンコード数を有するパルスシーケンスであり、前記位置変更手段は、前記マルチRFコイルを成す複数のコイル体の内、相互に隣接する2つのコイル体の感度分布領域が前記長手方向においてオーバーラップする領域が前記静磁場の均一領域に一致するように前記位置を変更するとともに、前記各コイル体の前記長手方向における長さ分ずつ前記寝台を移動させる手段であり、前記画像生成手段は、前記位置変更手段により変更される位置毎に前記受信処理手段によって生成される前記エコーデータの組に前記複数のコイル体の感度分布が異なることを利用したアンフォールディング処理を行う手段であってもよい。

更に好適には、前記マルチRFコイルを成す複数のコイル体の夫々は、複数のコイル要素から成るアレイタイプのRFコイルである。

更に、例えば、前記マルチRFコイルを成す複数のコイル体の夫々は、複数の短軸の全身用コイルから成るRFコイルである。

更に、前記マルチRFコイルは、前記被検体又は前記寝台に固定的に取り付けられていてもよい。

本発明に係る磁気共鳴イメージング装置の別の態様によれば、磁場強度が一樣な均一領域を含む静磁場を発生する静磁場発生手段と、被検体を載せるとともに前記静磁場を通過する所定方向に移動可能な寝台と、この寝台に固設され且つ前記被検体に対して設置される少なくとも1個の受信RFコイルと、前記所定方向における前記寝台と前記マグネットとの間の相対的な位置を自動的に変更する位置変更手段と、この位置変更手段により変更された位

置夫々にて所定のパルス列を前記被検体に印加するスキャンを行うスキャン手段と、このスキャン手段によるパルス印加に伴って前記被検体から発生するエコー信号を前記受信 R F コイルを介して受信する受信手段と、この受信手段により受信されたエコー信号を所定の受信処理を付してエコーデータに変換する受信処理手段と、この受信処理手段により変換されたエコーデータに基づき M R 画像を生成する画像生成手段とを備えたことを特徴とする。

また、一例として、前記受信 R F コイルの数は 1 つである。例えば、この受信 R F コイルは送受信兼用の全身用 R F コイルである。この場合、例えば、前記パルス列は、1 枚の画像再構成に必要な所定のエンコード数よりも少ないエンコード数を含み、前記画像生成手段は、前記位置変更手段により変更される位置毎に前記受信処理手段によって生成される前記エコーデータの組に前記複数のコイル体の感度分布が異なることを利用したアンフォールディング処理を行う手段である。一例として、前記位置変更手段は、前記受信 R F コイルの前記長手方向における長さの  $1/2$  分ずつ前記寝台を移動させる手段である。

更に好適には、前記位置変更手段は、前記被検体の撮像部位を前記受信 M R コイルの感度分布領域から一部ずれた状態で位置させる第 1 の寝台位置と、前記被検体の撮像部位を前記受信 M R コイルが前記感度分布領域に入る状態で位置させる第 2 の寝台位置とに前記寝台を移動させる手段であり、前記寝台が前記第 2 の寝台位置に在るときに前記被検体に造影剤の注入を指示する指示手段を備えていてもよい。この場合、一例として、前記パルス列は、1 枚の画像再構成に必要な所定のエンコード数よりも少ないエンコード数を含み、前記スキャン手段は、前記寝台が前記第 1 の寝台位置に在るときに前記受信 R F コイルの感度分布を測定するための第 1 の感度分布測定用スキャン及び前記撮像部位の画像を得る第 1 の撮像用スキャンを行うとともに、前記寝台が前記第 2 の寝台位置に在るときに前記受信 R F コイルの感度分布を測定するための第 2 の感度分布測定用スキャン及び第 2 の前記撮像部位の画像を得る複数の撮像用スキャンを行う手段であり、前記画像生成手段は、前記第 1 及び第 2 の撮像用スキャンに拠るエコーデータを夫々、画像データに再構成する手段と、前記第 1 及び第 2 の感度分布測定用スキャンのエコーデータ及び前記第 1 の撮像用スキャンに拠る画像データを用いて前記各回の前記第 2 の撮像用スキャンに拠る画像データをアンフォールディング処理す



る手段とを有する。

更に、例えば、前記受信 R F コイルの数は 1 つである。

一方、本発明に係る磁気共鳴イメージング方法は、受信 R F コイルを用いて寝台上の被検体の画像をサブエンコーディング法（高速撮像法）に拠り撮像する M R イメージング方法であり、前記被検体の撮像部位と前記受信 R F コイルとの間の複数の位置関係における前記受信 R F コイルのコイル感度分布のデータと画像データをデータ収集手段により収集し、前記コイル感度分布データを用いて前記各位置において収集された画像データにデータ処理手段によりアンフォールディング処理を付すことを特徴とする。

本発明のその他の態様に係る具体的な構成及び特徴は、以下に記す発明の実施例及び添付図面により明らかになる。

#### 図面の簡単な説明

添付図面において、

図 1 は、従来例に係る、全身用コイルを用いてムービング・ベッド法に拠る撮像を行なう磁気共鳴イメージング装置の概略構成図、

図 2 は、従来例に係る、マルチ R F コイルを用いてムービング・ベッド法に拠る撮像を行なう磁気共鳴イメージング装置の概略構成図、

図 3 は、本発明の第 1 の実施例に係る、マルチ R F コイルを用いてムービング・ベッド法に拠り撮像を行なう磁気共鳴イメージング装置の概略構成を示すブロック図、

図 4 は、第 1 の実施例で実行されるムービング・ベッド法に拠る撮像の概略手順を説明するフローチャート、

図 5 は、本発明の第 2 の実施例に係る、マルチ R F コイルを用いてムービング・ベッド法に拠り撮像を行なう磁気共鳴イメージング装置の概略構成を示すブロック図、

図 6 は、本発明の第 3 の実施例に係る、マルチ R F コイルを用いてムービング・ベッド法に拠り撮像を行なう磁気共鳴イメージング装置の部分的な概略構成を示すブロック図、

図 7 は、I D 発生器のスイッチ位置とコイル情報の対応関係を説明する図、

図 8 は、I D 発生器からの情報に基づく天板移動制御の概要を説明するフ

ローチャート、

図 9 は、変形形態に係る、コイル素子の位置を認識するためのマーカを説明する図、

図 10 は、本発明の第 4 の実施例に係る、マルチ RF コイルを用いて寝台移動に拠り高速撮像を実施する磁気共鳴イメージング装置の部分的な概略構成図、

図 11 A 及び 11 B は、本発明の第 5 の実施例に係る、マルチ RF コイルを用いて寝台移動に拠り高速撮像を実施する磁気共鳴イメージング装置の部分的な概略構成図、

図 12 は、本発明の第 6 の実施例に係る、マルチ全身用コイルを用いて寝台移動により高速撮像をする磁気共鳴イメージング装置の概略構成図、

図 13 A 及び 13 B は、変形形態に係る、マルチ全身用コイルの構成を説明する図、

図 14 は、本発明の第 7 の実施例に係る、1 つの全身用コイルを用いて寝台移動に拠り高速撮像をするときのコイル位置と撮像領域との説明図、

図 15 は、本発明の第 8 の実施例に係る、1 つの受信コイルを用いて寝台移動に拠る高速造影 MRA を行う磁気共鳴イメージングの概略構成図、

図 16 A 及び 16 B は、寝台の天板の移動位置（第 1、第 2 の寝台天板位置）と受信コイルの感度領域との位置関係を説明する図、

図 17 は、高速造影 MRA を実施するときのホスト計算機の処理概要を説明するフローチャート、

図 18 は、高速造影 MRA のスキャン、寝台移動、造影剤注入のタイミング及びアンフォールディングの処理に用いるデータを説明する図、である。

### 好適な実施例の詳細な説明

以下、本発明の実施の形態を添付図面に基づき説明する。

（第 1 の実施例）

第 1 の実施例に係る MRI（磁気共鳴イメージング）装置を、図 3 及び 4 を参照して説明する。

この磁気共鳴イメージング装置は、マルチ RF コイルを用いて寝台移動に拠る撮像法（ムービング・ベッド法）を実施する装置である。

この磁気共鳴イメージング装置の概略構成を図 3 に示す。この磁気共鳴イ

メーキング装置は、被検体としての患者Pを載せる寝台部と、静磁場を発生させる静磁場発生部と、静磁場に位置情報を付加するための傾斜磁場発生部と、高周波信号を送受信する送受信部と、システム全体のコントロール及び画像再構成を担う制御・演算部とを備えている。

静磁場発生部は、例えば超電導方式の磁石 1 と、この磁石 1 に電流を供給する静磁場電源 2 とを備え、被検体 P が遊挿される円筒状の開口部（診断用空間）の軸方向（本システムに設定された直交座標軸では Z 軸方向に相当する）に静磁場  $H_0$  を発生させる。なお、この磁石部には、図示しないシムコイルが設けられている。このシムコイルには、シムコイル電源から静磁場均一化のための電流が供給される。これにより、磁石 1 が発生する静磁場内に、磁場均一度が一定値以内に保持される静磁場均一領域（診断領域）が形成される。

寝台部は、被検体 P を載せた天板 14 T を磁石 1 の開口部に退避可能に挿入できる。この挿入は、寝台駆動装置 14 D によってなされる。寝台駆動装置 14 D は、後述するホスト計算機 6 から与えられる駆動信号に応答して、天板 14 T をその長手方向（Z 軸方向）に移動できるようになっている。被検体 P は、一例として、天板 14 T の長手方向に沿って載せられる。

傾斜磁場発生部は、磁石 1 に組み込まれた傾斜磁場コイルユニット（図示せず）を備える。この傾斜磁場コイルユニットは、互いに直交する X、Y 及び Z 軸方向の傾斜磁場を発生させるための 3 組（種類）の x、y、z コイルを備える。この傾斜磁場発生部は更に、x、y、z コイルに電流を供給する傾斜磁場アンプ 4 を備える。この傾斜磁場アンプ 4 は、後述するシーケンサ 5 の制御のもと、x、y、z コイル夫々に傾斜磁場を発生させるためのパルス電流を供給する。

傾斜磁場アンプ4からx, y, zコイルに供給されるパルス電流を制御することにより、物理軸である直交3軸X, Y, Z方向の傾斜磁場を合成して、互いに直交するスライス方向傾斜磁場G<sub>s</sub>、位相エンコード方向傾斜磁場G<sub>e</sub>、および読出し方向（周波数エンコード方向）傾斜磁場G<sub>r</sub>の各論理軸方向を任意に設定・変更することができる。スライス方向、位相エンコード方向、及び読出し方向の各傾斜磁場は、静磁場H<sub>0</sub>に重畳される。

送受信部は、磁石 1 のボア内の撮像空間において被検体 P の近傍に配設される RF コイルとしての全身 (WB) 用コイル 7 T 及びマルチ RF コイル 7

Rと、このコイル7 T及び7 Rに接続された送信器8 T及び受信器8 Rとを備える。

全身用コイル7 Tは、このコイルを単独のRFコイルとして使用するときは、送受信兼用コイルとして使用される。一方、マルチRFコイル7 R（受信コイル）を使用するときには、全身用コイル7 Tは送信用コイルとして使用される。

マルチRFコイル7 Rは、S/Nを高く設定できるアレイタイプのコイルとして構成されており、静磁場均一領域（診断領域）に、少なくとも1個のアレイコイル（1個のアレイコイルは複数のコイル素子から成るので、「コイル群」と呼ぶことにする）がムービング・ベッド法に拠り順次配置される。このアレイコイルは、本発明のコイル体に対応する。一例として、本実施例では、寝台の天板14 Tに設置される3つのコイル群1～3によりマルチRFコイル7 Rが形成されている。各コイル群1（～3）は複数のコイル素子が配列されたアレイコイルである。コイル群1～3は、被検体に取り付けるようにしてもよい。3つのコイル群1～3の出力線は互いに独立して、しかも、そのコイル素子毎にホスト計算機6に接続され、これにより、各コイル素子からの出力信号は独立してホスト計算機6に送られる。

送信器8 T及び受信器8 Rは、後述するシーケンサ5の制御の基で動作する。送信器8 Tは、被検体Pの磁化スピンの核磁気共鳴（NMR）を起こさせるためのラーモア周波数のRF電流パルスを送信用コイル7 Tに供給する。受信器8 Rは、全身用コイル7 T又はマルチRFコイル7 Rが受信したエコー信号（高周波信号）を取り込み、エコーデータ（原データ）を生成する。

受信器8 Rは、具体的には図3に示す如く、全身用コイル側の受信部とマルチRFコイル側の受信部とに分かれている。

全身用コイル側の受信部は、全身用コイル7 Tに接続されたデュプレクサ8 1と、このデュプレクサ8 1に接続されたプリアンプ8 2と、このプリアンプ8 2の受信信号を受ける受信系回路8 3とを備える。デュプレクサ8 1には送信器8 Tも接続されている。

これにより、デュプレクサ8 1は、送信時には送信器8 Tからの送信駆動パルスを全身用コイル7 Tに向けて通過させる一方で、受信時には全身用コイル7 Tが検出したエコー信号をプリアンプ8 2に向けて通過させる。プリ

アンプ 8 2 は、受信エコー信号を前置増幅して受信系回路 8 3 に送る。受信系回路 8 3 は、入力したエコー信号に中間周波変換、位相検波、低周波増幅、フィルタリングなどの各種の信号処理を施した後、A/D 変換を施してエコーデータ（原データ）を生成し、これをホスト計算機 6 に送る。

一方、マルチ R F コイル側の受信部は、コイル群 1（～ 3）毎に且つコイル素子毎に、マルチ R F コイル 7 R からのエコー信号を受けるプリアンプ群 8 4 A～8 4 C を備える。各プリアンプ群 8 4 A（～ 8 4 C）の出力線は、その線を着脱自在に接続可能なコネクタボックス 8 5 A（～ 8 5 C）を介して入力切替器 8 6 の各入力端に至る。コネクタボックス 8 5 A～8 5 C に対するプリアンプ群 8 4 A～8 4 C の接続位置（又は接続順）は、夫々、予め決められている。

入力切替器 8 6 は例えばマルチプレクサで成り、後述するホスト計算機 6 から送られてくる切替制御信号 S S により切り替えられる。したがって、入力切替器 8 6 は、プリアンプ群 8 4 A～8 4 C からの入力信号の何れかをその出力端に選択的に切り替え得る。入力切替器 8 6 の出力端は、別の受信系回路 8 7 を介してホスト計算機 6 に至る。このため、この受信系回路 8 7 も前述と同様に、入力したエコー信号に中間周波変換、位相検波、低周波増幅、フィルタリングなどの各種の信号処理を施した後、A/D 変換を施してエコーデータを生成し、これをホスト計算機 6 に送る。

さらに、制御・演算部は、シーケンサ（シーケンスコントローラとも呼ばれる）5、ホスト計算機 6、記憶装置 1 1、表示装置 1 2、及び入力器 1 3 を備える。

この内、ホスト計算機 6 は、その内部メモリ又は記憶装置 1 1 に記憶したソフトウェア手順に基づいて、シーケンサ 5 にパルスシーケンス情報を送るとともに、装置全体の動作を統括するほか、エコーデータに再構成処理を施して画像データを演算する機能、寝台駆動装置 1 4 D の駆動を制御する機能、及び、複数回の撮像の各回毎に入力切替器 8 6 に切替制御信号 S S を送って当該切替器を選択的に切り替える機能を有する。この切替機能は、所定の順番で入力切替器 8 6 の入出力経路が切り替えられるように予めソフトウェア手順で設定されている。

パルスシーケンス情報に拠るイメージングスキャンは、画像再構成に必要なエコーデータの組を収集するスキャンである。パルスシーケンスには、3

次元（３Ｄ）スキャン又は２次元（２Ｄ）スキャン）のシーケンスが使われる。そのパルス列の形態としては、ＳＥ（スピンエコー）法、ＦＳＥ（高速ＳＥ）法、ＦＡＳＥ（高速 Ａｓｙｍｍｅｔｒｉｃ ＳＥ）法（すなわち、高速ＳＥ法にハーフフーリエ法を組み合わせたイメージング法）、ＥＰＩ（エコープラナーイメージング）法、ＦＥ（グラジエントエコー）法、ＦＦＥ（高速ＦＥ）法、セグメンティドＦＦＥ法、などが用いられる。

シーケンサ５は、ＣＰＵ及びメモリを備えており、ホスト計算機６から送られてきたパルスシーケンス情報を記憶し、この情報にしたがって傾斜磁場アンプ４、送信器８Ｔ、受信器８Ｒの動作を制御する。パルスシーケンス情報とは、一連のパルスシーケンスに従って傾斜磁場アンプ４、送信器８Ｔおよび受信器８Ｒを動作させるために必要な全ての情報であり、例えば $x$ 、 $y$ 、 $z$ コイルに印加するパルス電流の強度、印加時間、印加タイミングなどに関する情報を含む。

受信器８Ｒにより処理されたエコーデータ（原データ又は生データ）は、ホスト計算機６に送られる。ホスト計算機６には、所定の演算プログラムに基づき画像再構成機能が与えられている。このため、ホスト計算機６は、その演算機能によって、受信器８Ｒが出力したエコーデータをその内部メモリ上のフーリエ空間（ $k$ 空間又は周波数空間とも呼ばれる）に配置し、このエコーデータを各組毎に２次元又は３次元のフーリエ変換に付して実空間の画像データに再構成する。この画像データは、表示装置１２に表示されるとともに、記憶装置１１に記憶される。術者が希望する撮影条件、パルスシーケンス、画像合成や差分演算に関する情報は、入力器１３を介してホスト計算機６に入力される。

なお、記憶装置１１には、図示しないが、本発明に係るムービング・ベッド法及び寝台移動を伴う高速撮像法に拠るＭＲイメージングを実行するためのプログラムを格納したメモリ（記録媒体）を有している。このプログラムは、装置の起動時にホスト計算機６に読み込まれて、ＭＲイメージングの実施に供される。

この磁気共鳴イメージング装置によれば、図４に示す如く、ムービング・ベッド法に拠る撮像が実行される。同図の処理はホスト計算機６により指令される。

最初に、寝台の天板１４Ｔを移動させて、例えば、先頭位置に在るコイル

群 1 の Z 軸方向中心位置が静磁場均一領域の Z 軸方向中心位置に一致するように位置決めされる（図 4、ステップ S 1 1）。この位置決めに応答して、ホスト計算機 6 は入力切替器 8 6 に切替制御信号 S S を送り、その入力側切替端を「1」、すなわちコネクタボックス 8 5 A（すなわちプリアンプ群 8 4 A）側に切り替える（図 4、ステップ S 1 2）。

この天板位置及び切替位置の状態で、シーケンサ 5 からのパルスシーケンス情報に従って 1 回目のスキャンが実行される（図 4、ステップ S 1 3）。このスキャンにより、マルチ R F コイル 7 R を介して収集された全てのコイル群 1 ～ 3 からのエコー信号は受信器 8 R に送られる。しかし、受信器 8 R では、入力切替器 8 6 の入力経路がコイル群 1 側に切り替えられているため、コイル群 1 で検出されたエコー信号だけが受信系回路 8 7 に送られる。

このため、受信系回路 8 7 により、コイル群 1 で検出されたエコー信号が受信処理されてエコーデータに変換され、ホスト計算機 6 に送られる。すなわち、全コイル群 1 ～ 3 で検出されるエコー信号の内、その時点で、静磁場均一領域に存在しているコイル群からのエコー信号のみが処理されてホスト計算機 6 に送られる（図 4、ステップ S 1 4）。

ホスト計算機 6 は、コイル群 1 が検出したエコー信号に基づくエコーデータを再構成処理に付す（図 4、ステップ S 1 5）。これにより、被検体 P のスライス又はスラブの実空間画像データが得られる。この画像データは、ホスト計算機 6 の内部メモリ又は記憶装置 1 1 に一次的に記憶される。

この後、2 回目のスキャンに対処すべく、2 番目のコイル群 2 が静磁場均一領域の Z 軸方向中心に位置するように、寝台の天板 1 4 T（被検体 P）が Z 軸方向に 1 撮像領域分の距離だけ移動される（図 4、ステップ S 1 6）。すなわち、コイル群 1 ～ 3 が同一サイズで構成されている場合、この Z 軸方向の天板移動量は同一量となる。この位置決めに応答して、ホスト計算機 6 は入力切替器 8 6 に切替制御信号 S S を送り、その入力側切替端を「2」、すなわちコネクタボックス 8 5 B（すなわちプリアンプ群 8 4 B）側に切り替える（図 4、ステップ S 1 2）。この位置合わせ及び入力切替えの状態で、前述と同様に 2 回目のスキャンが行われる（図 4、ステップ S 1 3）。この結果、2 番目のコイル群 2 により検出されたエコー信号のみが受信系回路 8 7 で受信処理され、そのエコーデータがホスト計算機 6 に送られる。ホスト計算機 6 により、このエコーデータが画像データに再構成される（図 4、

ステップS 1 3～S 1 5)。

同様に、1 撮像領域分の距離だけ、天板 1 4 T の位置を Z 軸方向に更に移動させるとともに、入力切替器 8 6 の端子位置を入力側切替端を「3」(すなわちプリアンプ群 8 4 C) 側に切り替え、この状態で前述と同様に 3 回目のスキャンが行われる(図 4、ステップ S 1 6、S 1 7、S 1 2、S 1 3)。この結果、3 番目のコイル群 3 により検出されたエコー信号のみが受信系回路 8 7 で受信処理され、そのエコーデータがホスト計算機 6 に送られる。ホスト計算機 6 により、このエコーデータが画像データに再構成される(図 4、ステップ S 1 4、S 1 5)。

このように受信用 R F コイルとして、マルチ R F コイル 7 R を用い、ムービング・ベッド法に拠り各回のスキャンが実行される。エコーデータの収集が終わると、ホスト計算機 6 は、各コイル群 1 (～3) に拠るエコー信号検出に応じて再構成されていた複数枚の画像を、その X 軸方向の位置を合わせて全体画像に合成する。これにより、例えば、下肢全体をカバーするコロナル像を得ることができる。

したがって、本実施例の磁気共鳴イメージング装置に拠れば、マルチ R F コイル 7 R を成す複数のコイル群 1 ～3 に対する受信系回路は 1 個で済む。したがって、受信系回路の数を従来法に比べて大幅に減らすことができる。とくに、同回路に内蔵するメモリバッファの容量を格段に減少させることができる。また、オペレータが天板位置を目視してその位置をマニュアル設定する必要も無いので、操作を大幅に省力化できると共に、天板も正確に撮像位置に位置決めできる。また、この天板移動の自動化に拠って、撮像も迅速化される。

これに対し、従来法に係る図 2 に示す構成の場合、マルチ R F コイルからの全コイル群のエコー信号が全て夫々の受信系回路を介してホスト計算機に送られる。このため、コイル群が少ない場合は未だよいが、各コイル群で用いられるコイル素子数が多い場合、受信系回路がそれだけ多くなる。このため、A/D 変換後のエコーデータを一次的に蓄積するバッファメモリの記憶容量が膨大になる。例えば、各々のコイル群(アレイコイル)が 4 チャンネルのアレイタイプのコイル素子で成り、3 コイル群を用いる場合、合計 1 2 チャンネル分の受信系回路が必要になる。これに対し、本実施例に係る受信器 8 R の構成によれば、プリアンプをコイル群毎に且つアレイコイル素子毎



に用意すると共に入力切替器を1個用意することを除いて、受信系回路が1系統で済み、回路規模も大幅に減じられる。

#### (第2の実施例)

図5を参照して、本発明の第2の実施例を説明する。この実施例は、上述の入力切替器86の切替制御をエコー信号のレベルに応じて行うことを特徴とする。

図5に示す磁気共鳴イメージング装置によれば、受信器8RのマルチRFコイル側の受信部において、プリアンプ群84A～84Cとコネクタボックス85A～85Cとの間に、信号レベル検出器88A～88Cが夫々、コイル群毎に介挿されている。信号レベル検出器88A～88Cの夫々は、コイル群毎に、各コイル群1(～3)からのエコー信号のレベル(パワー)を検出する。これらの検出器88A～88Cからの検出信号SCは、ホスト計算機6に送られる。

マルチRFコイル7Rはその全体が各回の撮像毎にZ軸方向にて移動するので、そのコイル群1～3が順次、静磁場均一領域に入るとともに、その領域から順次、反対方向に出ていく。このため、静磁場均一領域に存在するコイル群からのエコー信号は、そうでないコイル群からのエコー信号に比べて、信号レベルが高い。そこで、ホスト計算機6は信号レベル検出器88A～88Cからの検出信号SCを入力し、その信号レベルを判別する。具体的には、最も高い信号レベルを供するコイル群が判別される。ホスト計算機6は切替制御信号SSを入力切替器86に送り、判別したコイル群からのエコー信号が受信系回路87に送られるように切替器の経路を切り替えさせる。

このほかの構成及びムービングベッド法に拠る撮像は、第1の実施例のものと同様である。

このように、各コイル群1～3からの信号レベルに基づいて受信経路が自動的に切り替えられる。したがって、前述したと同様に、受信系回路はマルチRFコイル7Rに対しては1系統で済み、その構成が大幅に簡素化され、装置の小形化も図られる。

また、撮像毎の寝台移動量を設定したり、各コイル群がいつ静磁場均一領域(診断領域)に位置していたのかについての情報を知る必要もなく、コイル群1～3のZ軸方向の長さが異なっても、またコイル群1～3がZ軸

方向に対して傾斜して設置されている場合でも、自動的に切り替えられ、操作上の大幅な省力化が図られる。

なお、この実施例に係る磁気共鳴イメージング装置において、マルチRFコイル7Rのコイル群1～3が、夫々、静磁場均一領域にZ軸方向中心位置を合わせて存在していたときのエコー信号レベルを記憶しておき、これを天板14Tの移動制御に利用することもできる。具体的には、シーケンサ5が位置決めスキャンを周期的に実行させながら、ホスト計算機6が天板14TのZ軸方向の移動を制御する。天板14Tが初期位置に在る状態から、信号レベル検出器88A～88Cの検出信号が既設定の信号レベルに到達するまで、各回の撮像毎に、天板14T、すなわちマルチRFコイル7Rを移動させる。これにより、天板14Tの移動制御を自動化することができる。

この自動化によれば、マルチRFコイル7Rを構成するコイル群1～3が被検体Pの身体各部の大きさに個別に合わせたサイズに形成され、Z軸方向の大きさがコイル群間で異なる場合や、全コイル群は、Z軸方向のサイズが相互に同じだが、各コイル群が必ずしもZ軸方向に正確に設置されていない場合であっても、コイル群のZ軸方向のサイズには無関係に、寝台14Tの移動制御が実施される。つまり、コイル群のZ軸方向のサイズが実質的に又は見掛け上、異なる場合であっても、各回の撮像毎に、各コイル群が静磁場均一領域の中心に的確に位置決めされる。この天板移動の自動制御により、オペレータの操作上の手間は著しく軽減される。

### (第3の実施例)

図6～8を参照して、本発明の第3の実施例を説明する。この実施例は、マルチRFコイルを形成するコイル群の位置を検出する別の例に関する。

図6に、この実施例に係る磁気共鳴イメージング装置の受信器8Rの要部を示す。同図に示す如く、マルチRFコイル7Rを成す複数のコイル群1～3にID発生器7A～7Cが各別に設置されている。このID発生器7A～7Cは、例えば2ビット程度のディップスイッチから成り、図7に示す如く、スイッチ位置に応じて、そのコイル群の種類及びコイルサイズを表す識別情報を発生させる。コイル群の種類にはサーフェイスコイル、QDコイルなどの種類が含まれ、コイル群のサイズにはZ軸方向の長さの大小などの情報が含まれる。このコイル群毎のスイッチ位置状態と識別情報との関係はホス

ト計算機 6 の内部メモリに予め、テーブルとして記憶されている。

このため、コイル群（アレイ状に配置された複数のコイル素子）として所望の種類及びサイズのコイル素子が適宜に選択され、被検体 P 又は天板 1 4 T に Z 軸方向に沿って配設される。配設された複数個のコイル群 1 ～ 3 によりマルチ RF コイル 7 R が形成される。例えば撮像対象が下肢である場合、下肢の各部位の形状や大きさに応じて適宜な種類及びサイズのコイル群が選択される。この配設のとき、コイル群は必ずしも、幾何学的な Z 軸方向に実直に沿っていなくてもよい。すなわち、例えば大腿部の斜め方向に沿って配置し、Z 軸方向に対しては傾斜していてもよい。

複数個のコイル群 1 ～ 3 は、上述のように配設された後、コネクタボックス 8 5 のスロット 1 ～ 3 に配設順に接続する。例えば、頭部寄りに位置する 1 番目のコイル群 1 の配線 W 1 （ID 発生器 7 A からの信号線及びコイル素子自体からの信号線の両方）を、1 番目のスロット 1 に接続する。同様に、2 番目及び 3 番目のコイル群 2、3 の配線 W 2、W 3 も順に、スロット 2、3 に接続する。このように、コイル群 1 ～ 3 の種類、サイズに無関係に、配設順に、コイル群 1 ～ 3 がコネクタボックス 8 5 のスロット 1 ～ 3 に単純に接続される。

コネクタボックス 8 5 の出力信号線のうち、コイル群 1 ～ 3 の出力を担う信号線は、前述した図 5 に示す如く、入力切替器 8 6 を介して受信系回路 8 7 に至る。一方、かかる信号線のうち、ID 発生器 7 A ～ 7 C に出力に対応する信号線はホスト計算機 6 に接続される。

ホスト計算機 6 は、ID 発生器 7 A ～ 7 C のスイッチ信号、すなわちコイル群の識別情報に基づいて図 8 に示す制御を行う。即ち、ホスト計算機 6 は、スイッチ信号を読み込み、予め記憶している例えば図 7 に示すテーブルを参照してコイル群 1 ～ 3 の配列順及びその種類をコイル群毎に判別する（ステップ S 1、S 2）。次いで、ホスト計算機 6 は、テーブルを参照するなどしてコイル群サイズを求め、このサイズから各回の撮像毎に移動させるべき、コイル群 1 ～ 3 の移動量を演算する（ステップ S 3）。

このように準備が完了すると、ホスト計算機 6 は、撮像タイミングか否かを判断しつつ待機し、撮像のタイミングを認識すると、最初の移動量に応じた分だけ天板 1 4 T を移動させるように、図示しない寝台駆動部を制御する（ステップ S 4、S 5）。さらに全部の撮像終了か否かを判断し、未だ残っ

ている撮像がある場合、ステップ S 4, S 5 の処理が繰り返される（ステップ S 6）。これにより、2 回目、3 回目の撮像がマルチ RF コイル 7 R（すなわちコイル群 1 ～ 3）を移動させて実行される。全部の回の撮像が済むと、天板 1 4 T の Z 軸方向の位置がその所定の初期位置に復帰するように制御される（ステップ S 7）。

このように、本実施例によれば、操作者は、使用するコイル群の種類やサイズとムービング・ベッド法に拠る移動量との関係を格別に意識する必要が無い。ID 発生器 7 A ～ 7 C からの識別情報により、天板 1 4 T の移動量が自動的に判別されて、天板移動制御が自動的になされるとともに、各回の撮像毎に入力切替器 8 6 が自動的に切り替えられて、静磁場均一領域に位置決めされたコイル群 1（～ 3）の検出エコー信号のみが受信される。このエコー信号に基づき画像化が行われる。

このため、マルチ RF コイル 7 R を用いたムービング・ベッド法に基づく広範囲の MR 画像が得られるとともに、操作者にとって操作上の大幅な省力化がなされるという、優れた作用効果を得ることができる。

ここで、上述した実施例に適用可能な、最初の 1 つ目のコイル群への位置決め情報から正確な天板移動量（即ちマルチ RF コイルの移動量）を決定する手法を図 9 に基づき説明する。

具体的には、コイル群 1 ～ 3 の夫々にその Z 軸方向における中心位置を示すマーカ MK が付けられる。最初に、投光器をマーカ MK に合わせて、各コイル群の中心位置を寝台の位置エンコーダの所定位置に設定する。次に、投光器を用いて、患者の見たい部位に投光位置 P z を合わせ、その位置 P z を記憶させる。これにより、各コイル群の識別情報から判るコイルサイズ L n の半分 B から、患者への投光位置 P z とコイル中心までの距離 A を差し引くことで、現在の位置 P z から 1 番目のコイル群までの残り距離を正確に知ることができる。したがって、コイル群を寝台に対して任意に設定できる。また、各コイル群の中心位置と投光器で実際に合わせた位置とが必ずしも一致しない場合であっても、正確な天板移動を行わせることができる。

さらに、上述した実施例に適用可能な、各コイル群の位置を検出する別の例を説明する。すなわち、複数のコイル群それぞれに、その中心部に微小なピックアップコイルを配置し、静磁場均一領域の中心から所定量だけコイル群位置をずらして、計測用の所定強度の傾斜磁場パルスを与える。これによ

り、既知距離離れたときの距離とピックアップコイルの出力信号との関係を得ておく。出力信号としては、例えば、積分器を用いて傾斜磁場波形の波高値を求める。撮像時において、コイル群位置を知りたいときには計測用傾斜磁場を加え、ピックアップコイルからの出力信号からコイル群の位置を知ることができる。ムービング・ベッド法に用いるには、Z軸方向傾斜磁場及びこの磁場を検出可能な方向感度のピックアップコイルを用いればよい。

また、サーフェスコイルのように、3次元的な設定位置が問題となるコイル群を複数個用いて成るマルチRFコイルの場合、コイル支持部に直交3方向のピックアップコイルを設置し、計測用傾斜磁場も3方向に順次印加すればよい。そして、コイル中心と支持部までの位置関係を予め得ておいて、この位置関係を使ってピックアップコイルの出力信号を補正するようにすればよい。

#### (第4の実施例)

図10を参照して、本発明の第4の実施例を説明する。この実施例は、マルチRFコイルを用いた高速撮像法をムービング・ベッド法の基で実施する例に関する。

図10に、この実施例に係る磁気共鳴イメージング装置におけるマルチRFコイル7Rとそのコイル群の感度領域との位置関係を模式的に示す。同図に示す如く、マルチRFコイル7Rのコイル群1～3はZ軸方向に沿わせて置かれている。天板14Tの移動に伴って、このマルチRFコイル7Rを成す3つのコイル群1～3もZ軸方向に移動させられる。

コイル群1～3で検出されたエコー信号は、前述した第1～第3の実施例で説明した何れかの回路構成の受信器に接続され、それらの何れかの手法で受信処理される。この場合、前述した入力切替スイッチによって、隣接する2つのコイル群が同時に受信系回路に接続される。受信系回路には、この2つのコイル群からのエコー信号をコイル素子別に受信処理する回路群が搭載されている。これにより、2つのコイル群からのエコー信号は並行して受信処理され、エコーデータとしてホスト計算機に各別に送られる。

ホスト計算機又はシーケンサからの指令により、寝台の天板14TはZ軸方向に沿って移動する。コイル群1～3の各々は、各回の撮像毎に、静磁場均一領域（診断領域）に対して位置決めされるが、本実施例では、通常のム

ービング・ベッド法のように、各コイル群の感度領域 $R_{sens}$ の中心位置を静磁場均一領域（図示せず）の中心に位置決めすることはしない。代わりに、隣接する2つのコイル群の感度分布領域 $R_{sens}$ 同士がオーバーラップする領域 $R_{overlap}$ を、静磁場均一領域に設定して撮像を行う。

各回の撮像は、1枚の画像再構成に必要なエンコード数の半分とし、1回の撮像毎に1コイル群で可能な1撮像領域分の距離だけ寝台を移動させる。これを順次繰り返して、全撮像領域の撮像が行われる。

具体的な撮像は、従来周知の、マルチRFコイルを用いた高速撮像法（例えば、「10th, Ann. Scientific Meeting SMRM, 1240, 1991」など）に記載の手法に基づいて実行される。すなわち、1枚の画像再構成に必要なエンコード数を減らしてスキャンされるので、折返しが生じる。この折返しは、コイル群それぞれのコイル感度分布が異なることを利用して、演算により分解し、折返しを除去した画像が得られる。

したがって、本実施例によれば、かかる高速撮像法をムービング・ベッド法で実施することができる。とくに、マルチRFコイルを用いているが、複数組のコイル素子（セット）の移動（天板移動）及び位置決め、並びに、コイル素子の切り替えも自動的になされ、高速撮像法のメリットを十分に活かすことができる。操作者の操作上の負担も少ない。

また、このように、マルチRFコイルを用いた高速撮像をムービング・ベッド法で実施する場合でも、コイル素子数に反比例してエンコード数を減らすことができるため、撮像時間を短縮させることができ、撮像の高速性を維持できる。

#### （第5の実施例）

図11A及び11Bを参照して、本発明の第5の実施例を説明する。この実施例は、マルチRFコイルの設置例に関する。

図11A及び11Bに示す如く、本実施例のマルチRFコイル7Rは、寝台の天板14T、又は、被検体Pの体表から極力離して設置される。具体的には、マルチRFコイル7Rは3個のコイル群1～3から成る。各コイル群1（～3）は、天板上側に位置し且つ共通のコイル支持部材30Uに支持された2個のコイル素子7U<sub>1</sub>、7U<sub>2</sub>から成るアレイタイプの上側コイル群1と

、天板下側に位置し且つ共通のコイル支持部材 30 L に支持された 2 個のコイル素子 7 L<sub>1</sub>, 7 L<sub>2</sub> から成るアレイタイプの下側コイル群 1 とから成る。

これにより、前述した図 10 に示すマルチ RF コイルに比べて、各コイル群の感度分布領域  $R_{sens}$  が広くなることから、隣接するコイル群の感度分布領域が重なる領域  $R_{overlap}$  も広くなるので、同じ撮像領域の場合、使用するコイル群数を減らすことができる。

#### (第 6 の実施例)

図 12 を参照して、本発明の第 6 の実施例を説明する。この実施例は、マルチ RF コイルとして全身 (WB) 用コイルを用いた例に関する。

図 12 に示す如く、この全身用コイル 7 は、例えば短軸の 3 個の全身用コイル 7 a, 7 b, 7 c を並べて構成したアレイタイプのマルチコイルになっている。並べるコイルの個数は少なくとも 2 個であればよい。なお、全身用コイル 7 a, 7 b, 7 c の夫々は本発明のコイル体に対応する。

全身用コイル 7 a, 7 b, 7 T c はそれぞれ、受信器 8 R のデュプレクサ 31 を介してプリアンプ 32 a, 32 b, 32 c にそれぞれ至る。さらに、このプリアンプ 32 a, 32 b, 32 c から受信系回路 33 a, 33 b, 33 c を介してホスト計算機 6 に至る。これにより、全身用コイル 7 a, 7 b, 7 c からのエコー信号が互いに独立して受信処理される。また、送信器 8 T はデュプレクサ 31 を介して全身用コイル 7 a, 7 b, 7 c に接続され、送信可能になっている。

なお、このマルチ全身用コイルを用いる例として、図 13 A 及び 13 B の構成も採用し得る。即ち、4 チャンネルの全身用コイル 34 a, 34 b, 34 c, 34 d を周囲方向に配置してマルチコイル化したものである。この場合、感度分布が対称であると、再構成できなくなる場合があるため、左右、上下でコイルを非対称に配置する。

#### (第 7 の実施例)

図 14 を参照して、本発明の第 7 の実施例を説明する。この実施例は、1 つの全身用コイルを用いて寝台移動を利用して高速撮像可能なシステムの例に関する。

前述した文献に記載した高速撮像法によれば、その基本原理として、エン

コード数を $N/1$ に減らすには $N$ 個のコイル（コイル素子）が必要である。このため、従来のように全身用コイルを1つ搭載する磁気共鳴イメージング装置では、この高速撮像法を実施できないという問題あった。

そこで、本実施例はこの問題を解決する。つまり、全身用コイルが1つであっても、寝台を移動させることにより全身用コイルの感度分布が相対的に変化する。これは、被検体の同一領域を異なる感度分布のコイルで撮像したことと等価となる。本実施例では、これに着目し、寝台移動を利用することで、エンコード数を減らすことを原理とする高速撮像を行なうものである。

最も簡素な例によれば、最初に、ある寝台位置にて1枚の画像再構成に必要なエンコード数を半分にし、スキャン（コイル感度分布測定用のスキャン及び撮像用のスキャンを含む）を行なう。これにより、最初の寝台位置における所定撮像領域の1枚の画像が得られる。次に、寝台天板を所定量（例えば、全身用コイルのZ軸方向長さの半分に相当する距離分）だけ移動させ、同様にエンコード数を半分にして上述と同一撮像領域に対して、もう1枚の画像を得るべく、スキャン（コイル感度分布測定用のスキャン及び撮像用のスキャンを含む）を行なう。つまり、寝台天板を所定量、移動させることにより、被検体の所定撮像領域から見た場合、全身用コイルが1つであっても、見掛け上、2つに見え、全身用コイルを2つ備えた状態と等価になる（図14参照）。

この2回の撮像で得られた各々の画像には折返し現象を生じているが、異なる感度分布の全身用コイルで撮像された2つの画像と等価であるため、前述した文献記載の手法により、演算により折返しを除去した元の1枚の画像が再構成される。

本実施例の撮像法は、とくに超短軸タイプの磁気共鳴イメージング装置に好適である。この装置では、全身用コイルは1台であり、Z軸方向の軸長が短いため（軸長は、100cm程度、撮像領域は25cm程度）、通常のZ軸方向撮像領域の画像を得るには数回の撮像が必要である。これに本実施例の撮像法を適用した場合、例えば、Z軸方向を読出し方向に設定し、超短軸タイプの磁気共鳴イメージング装置で撮像可能なZ軸方向FOVを2倍（例えば、従来の長い軸長を有する磁気共鳴イメージング装置における1つの撮像領域と同一とする）にし、エンコード数を半分にし、各回の撮像毎に従来の磁気共鳴イメージング装置における1つの撮像領域分、寝台を移動させて



2回撮像する。これにより、超短軸タイプの磁気共鳴イメージング装置で問題となる、サジタルやコロナルの撮像が通常MRIと同一時間でなされる。

なお、上述した全身用コイルを1台用いたときの寝台移動及び画像処理に関する手法は、前述した図12に示すマルチ全身用コイルの構成に適用してもよい。また、かかる手法を前述した図11記載の位置固定されたマルチRFコイルの構成に適用してもよい。

#### (第8の実施例)

図15～18を参照して、本発明の第8の実施例を説明する。この実施例は、前述した第7の実施例と同様に、1個又は2個以上の受信コイルを用い、寝台移動に拠る感度分布変化を利用して高速撮像法を実施することを特徴とする。

特に、この高速撮像法の好適な一例は、MR造影剤を注入しながら、その造影効果を反映させた画像や計測情報を得る高速造影MRアンギオグラフィ(MRA)である。

そこで、この実施例では、上記高速撮像法を高速造影MRAとして実施する場合について説明するが、必ずしも、この高速造影MRAに限定されるものではない。

図15に、この高速造影MRAを実施可能な磁気共鳴イメージング装置の構成を示す。この磁気共鳴イメージング装置には、同図に示す如く、送信用コイルとしての全身用(WB)コイル7Tと1個の受信コイル7Rとがマグネット1ボア内に固設されている。この受信コイル7Rは本発明のコイル体に相当する。この受信コイル7Rはプリアンプ84を介して受信系回路87に接続され、所定の受信処理がなされる。この受信処理により生成されたエコーデータがホスト計算機6に送られる。

また、寝台の天板14Tに載せられた被検体Pには、造影剤注入装置19からMR造影剤が注入可能になっている。

この磁気共鳴イメージング装置におけるその他のハードウェア構成は、受信系回路が1系統であることを除いて、図3のものと同等である。

通常、造影MRAの場合、造影剤の投与前から撮像を開始し、同一撮像部位を繰り返してスキャンしながらエコーデータを収集し、そのエコーデータに基づく画像データから造影剤の到達による輝度変化を観察する。より細か

い輝度の時間変化を捉えるには、より高い時間分解能で撮像する必要がある。

本実施例では、受信コイル 7 R が 1 個であるため、前述した第 7 の実施例と同様に、寝台の天板 1 4 T を移動させることで高速造影 M R A を実施する。

具体的には、天板 1 4 T は、図 1 6 A 及び 1 6 B に示す如く、2 箇所のコイル感度分布が異なった位置 P 1, P 2 に移動される。第 1 の寝台天板位置 P 1 は、同図 A に示す如く、被検体 P の撮像部位 R i m a (斜線部) が受信コイル 7 R の感度分布領域 D s e n s の中心に位置せず、撮像部位 R i m a が感度分布領域 D s e n s を跨ぐように少しずらして設定されている。また、第 2 の寝台天板位置 P 2 は、同図 B に示す如く、天板 1 4 T を Z 軸方向 (寝台長手方向) に所定距離だけ移動させて得られる。この第 2 の寝台天板位置 P 2 は、被検体 P の撮像部位 R i m a が受信コイル 7 R の感度分布領域 D s e n s の中心に位置するように設定されている。つまり、同一の撮像部位 R i m a からみた場合、天板 1 4 T の移動によって、コイル感度分布が異なる 2 箇所の位置でスキャンが実施される。

この高速造影 M R A では、第 1 の寝台天板位置 P 1 で予め準備用スキャンが実行される。準備用スキャンには、受信コイル 7 R の感度分布を測定するための第 1 の感度分布測定用スキャンとアンフォールディング処理に拠る M R A 画像を生成するためのサブエンコーディング法による 1 回の本スキャンとがある (第 2 の感度分布測定用スキャンは後述される)。この第 1 の寝台天板位置 P 1 の場合、撮像部位 R i m a が感度分布領域 D s e n s の中心から少しずれている分、後述する第 2 の寝台天板位置 P 2 とは感度分布が異なっている (空間分解能は同じ)。

第 1 の感度測定用スキャンは、スキャン時間を短縮させるために、より高速なシーケンスを用いるように設定される。例えば、造影 M R A で用いる本スキャンのシーケンスが 3 次元 F F E 法で且つマトリクスサイズ:  $128 \times 256 \times 32$  であった場合、感度測定用スキャンで用いるマトリクスサイズは、例えば、 $16 \times 32 \times 4$  に設定される。本スキャンは、造影 M R A 用の所望シーケンスを用い且つそのエンコードのステップを半分に減らして (間引いて) 設定される。

一方、第 2 の寝台天板位置 P 2 では、撮像用スキャンが実行される。この

撮像用スキャンには、上述と同様の第2の感度分布測定用スキャンとアンフオールディングに拠るMRA画像生成のためのサブエンコーディング法による複数回の本スキャンとがある。第2の感度分布測定用スキャンは、前述と同様に、スキャン時間の短縮及びそのスキャン目的を考慮して、空間分解能を低下させ、例えば「 $16 \times 32 \times 4$ 」程度のマトリクスサイズで行われる。本スキャンは、造影MRA用の所望の3次元パルスシーケンスを用い且つそのエンコード（位相エンコード）のステップ数を半分に減らして（間引いて）設定される。このようにエンコードステップ数を減らすことで、かかるステップ数を減らさないときに比べて、時間分解能が2倍になる。

図17に、ホスト計算機6によって指令される高速造影MRAのための処理を示す。

まず、ホスト計算機6は寝台駆動装置14Dに指令を送り、寝台の天板14Tの位置を第1の寝台天板位置P1まで移動させ（図16A参照）、準備用スキャンを実行するか否かを判断する（図17、ステップS21、S22）。

この判断で準備用スキャンが実行可能な状態である場合、ホスト計算機6により、第1の感度分布測定用スキャンの実行が指令されて、そのエコーデータが収集且つ記憶される（ステップS23）。この後、更に本スキャンの実行が1回指示されて、そのエコーが収集且つ記憶される（ステップS24）。

この後、ホスト計算機6は寝台駆動装置14Dに指令を送り、寝台の天板14Tの位置を第2の寝台天板位置P2まで移動させ（図16B参照）、撮像用スキャンを実行するか否かを判断する（ステップS25、S26）。

この移動が終わると、ホスト計算機6により、第2の感度分布測定用スキャンの実行が指示される（ステップS27）。これにより、感度分布測定用のエコーデータが収集され、ホスト計算機の内部メモリに記憶される。次いで、ホスト計算機6は造影剤注入装置19に造影剤を注入すべき旨の指示を出す（ステップS28）。これにより、造影剤注入装置19は、かかる指示に呼応して、例えば一定時間の後に、被検体Pへの造影剤の注入を開始する。

この後、ホスト計算機6は、造影剤の注入開始を見計らうべく予め定めた時間だけ待機した後、本スキャンの実行を指令する（ステップS29、S30）。

0)。これにより、本スキャンに拠るエコーデータが収集され、且つ、ホスト計算機6の内部メモリに記憶される。この第2の寝台天板位置P2における本スキャンは、例えば造影剤の輝度増強効果を測定するに十分な所定回数だけ実行される。

このように一連の天板14Tの移動及びスキャンが終わると、ホスト計算機6はコイル感度分布測定用スキャン及び本スキャンにより収集されたエコーデータの組を夫々、3次元フーリエ変換に施して画像に再構成する（ステップS32）。

このようにして得られた第2の寝台天板位置P2における造影MRA用の一連の3次元画像には、そのエンコード方向（位相エンコード方向及びスライスエンコード方向）に折返しが生じている。そこで、ホスト計算機6は、予め収集しておいた第1の寝台天板位置P1におけるコイル感度分布測定値（画像データ）及び1回の本スキャンの画像データ、並びに、造影MRAを行った第2の寝台天板位置P2におけるコイル感度分布測定値（画像データ）を用いて、第2の寝台天板位置P2における本スキャンの各回の3次元画像データを夫々、アンフォールディングする（ステップS33、S34）。このアンフォールディングは前述した周知の手法で行われる。

このアンフォールディングにより折返しが排除された、第2の寝台天板位置P2における本スキャンの3次元画像データは、次いで、種々の形態の計測及び表示に処せられる（ステップS35）。

図18には、この各スキャン、寝台移動、及び造影剤注入タイミングのタイミングフロー、並びに、アンフォールディングの処理に用いるデータの使用関係を模式的に示す。

このように、1つの受信コイルを用いる場合であっても、寝台（天板）を移動させることで、被検体の撮像部位を受信コイルの感度分布の異なる2つの位置に移動させ、エンコードステップ数を減じた高速撮像法を等価的に実施できる。しかも、一方の位置において造影剤を注入してスキャンするとともに、アンフォールディングにより折返しを除去することで、時間分解能の高い高速造影MRAを行うことができる。

なお、上述した実施例はMRAを行う場合について説明したが、造影剤を注入しない、受信コイルが1個の場合の撮像法について実施するようにしてもよい。その場合、通常は高速撮像法を実施できない1個の受信コイルの場

合であっても、サブエンコーディング法に拠る高速撮像を行うことができる。つまり、上述した第 8 の実施例のときと同様に、1 つの受信コイルに対して同一撮像部位を相対的に移動して撮像でき、受信 R F コイルの感度が変化したデータを得ることができ、実質的に 2 つの受信コイルを用いた場合と同様の効果が得られる。

また、上述した第 8 の実施例では受信コイルを 1 つ設けた場合を説明したが、これを 2 つ以上の受信コイルを用いる構成について実施してもよい。受信コイル数が多い場合には、同一部位を撮像できる範囲でコイル数の更に 2 倍の高速化が可能である。

また、送受信兼用の全身用コイルを用いてもよい。

さらに、上述した第 8 の実施例及びその変形例に拠れば、寝台の天板を移動させるなど、寝台とマグネットの相対位置関係を変化させて、2 つの位置でスキャンする手法を示したが、更に、3 回以上の多数回に分けてスキャンするようにしてもよい。この場合、例えば  $N (> 3)$  回、位置を変えてスキャンすれば、 $N$  倍までの高速化が可能である。但し、複数回のスキャン位置は、サブエンコーディング法の条件が成立する範囲、即ち、コイル感度分布の一次独立性が保持される程度以上の値まで離れるように天板を動かせる必要がある。

さらに、各実施例において、受信コイル群として被検体の上下または左右に対向配置されたコイルを用い、各コイルの感度分布を用いてサブエンコーディング法による撮影を行えば、高速にアキシャル画像を得ることができる。

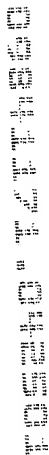
本発明は、代表的に例示した上述の実施例及び変形形態に限定されるものではなく、当業者であれば、特許請求の範囲の記載内容に基づき、その要旨を逸脱しない範囲内で種々の態様に変形、変更することができ、それらも本発明の権利範囲に属するものである。

以上説明したように、上述した磁気共鳴イメージング装置及び M R イメージング方法によれば、受信用 R F コイルとしてマルチ R F コイルを用い、ムービング・ベッド法（寝台移動法）に基づき撮像を行う場合、寝台移動に伴うコイル切替の操作が不要であり、操作上の省力化、撮像の迅速化、及び寝台移動の正確さの向上を図ることができる。

また、受信用 R F コイルとしてマルチ R F コイルを用い、ムービング・ベ

ッド法に基づき撮像を行う場合、時間分解能を向上させた高速撮像を容易に実施して、描出能を向上させたMR画像を提供することができる。

さらに、受信用RFコイルが1個しか設けられていない場合であっても、ムービング・ベッド法を利用して高速撮像法を実施できる。さらに、本発明によれば、ムービング・ベッド法を利用して高速に造影MRアンギオグラフィ（MRA）を実施でき、ムービング・ベッド法の汎用性を高めることができる。



### 特許請求の範囲

1. 磁場強度が一様な均一領域を含む静磁場を発生する静磁場発生手段と、被検体を載せるとともに前記静磁場を通過する所定方向に移動可能な寝台と、前記被検体に対して設置される複数のコイル体から成る受信用のマルチRFコイルと、前記所定方向における前記寝台と前記マグネットとの間の相対的な位置を前記複数のコイル体夫々の当該所定方向の長さに応じて自動的に変更する位置変更手段と、この位置変更手段により変更された位置夫々にて所定のパルス列の前記被検体に印加するスキャンを行うスキャン手段と、このスキャン手段によるパルス印加に伴って前記被検体から発生するエコー信号を前記マルチRFコイルを介して受信する受信手段と、この受信手段により受信されたエコー信号に所定の受信処理を付してエコーデータに変換する受信処理手段と、この受信処理手段により変換されたエコーデータに基づきMR画像を生成する画像生成手段とを備えたことを特徴とする磁気共鳴イメージング装置。

2. 請求項1に記載の磁気共鳴イメージング装置において、  
前記所定方向は、前記寝台の長手方向であり、  
前記位置変更手段は、前記長手方向における前記寝台の位置を前記静磁場発生手段に対して移動させる手段である磁気共鳴イメージング装置。

3. 請求項2に記載の磁気共鳴イメージング装置において、  
前記位置変更手段は、前記複数のコイル体の前記長手方向における中心位置が前記静磁場の均一領域に一致するように前記位置を変更する手段である磁気共鳴イメージング装置。

4. 請求項3に記載の磁気共鳴イメージング装置において、  
前記受信処理手段は、前記複数のコイル要素夫々により受信されたエコー信号の内、前記静磁場の均一領域の前記長手方向における中心位置に位置するコイル要素が受信したエコー信号を自動的に選択して前記画像生成手段に与える選択手段を有する磁気共鳴イメージング装置。

5. 請求項4に記載の磁気共鳴イメージング装置において、

前記選択手段は、前記複数のコイル体により受信されたエコー信号のレベルを検出する信号レベル検出手段と、この信号レベル検出手段により検出されるエコー信号のレベルの変化に基づいて、前記静磁場の均一領域の前記長手方向における中心位置に位置するコイル体が受信したエコー信号を自動的に選択する信号選択手段とを備える磁気共鳴イメージング装置。

6. 請求項3に記載の磁気共鳴イメージング装置において、

前記複数のコイル体に備えられ且つ当該コイル体の夫々に固有のID番号を発生するID発生手段と、このID発生手段が発生するID番号に対応した前記複数のコイル体夫々の前記長手方向のサイズを記憶するサイズ記憶手段と、前記複数のコイル体夫々からの信号線を個々に識別し且つ前記長手方向に沿った当該複数のコイル体の配置状態を検出する配置検出手段と、この配置検出手段により検出されるコイル配置状態の検出情報を前記サイズ記憶手段に参照して前記サイズを判断する判断手段とを備えるとともに、

前記位置変更手段は、前記判断手段により判断されたサイズに基づき前記寝台の位置を移動させる手段を有し、

前記受信処理手段は、前記複数のコイル体夫々により受信されたエコー信号の内、前記静磁場の均一領域の前記長手方向における中心位置に位置するコイル体が受信したエコー信号を、前記判断手段により判断されたサイズ及び前記配置検出手段により検出されたコイル配置状態に基づいて自動的に選択して前記画像生成手段に与える選択手段を有する磁気共鳴イメージング装置。

7. 請求項2に記載の磁気共鳴イメージング装置において、

前記パルスシーケンスは、1枚の画像再構成に必要な所定のエンコード数よりも少ないエンコード数を有するパルスシーケンスであり、

前記位置変更手段は、前記マルチRFコイルを成す複数のコイル体の内、相互に隣接する2つのコイル体の感度分布領域が前記長手方向においてオーバーラップする領域が前記静磁場の均一領域に一致するように前記位置を変更するとともに、前記各コイル体の前記長手方向における長さ分ずつ前記寝台を移動させる手段であり、

前記画像生成手段は、前記位置変更手段により変更される位置毎に前記受



信処理手段によって生成される前記エコーデータの組に前記複数のコイル体の感度分布が異なることを利用したアンフォールディング処理を行う手段である磁気共鳴イメージング装置。

8. 請求項1に記載の磁気共鳴イメージング装置において、  
前記マルチRFコイルを成す複数のコイル体の夫々は、複数のコイル要素から成るアレイタイプのRFコイルである磁気共鳴イメージング装置。

9. 請求項1に記載の磁気共鳴イメージング装置において、  
前記マルチRFコイルを成す複数のコイル体の夫々は、複数の全身用コイルから成るRFコイルである磁気共鳴イメージング装置。

10. 請求項1に記載の磁気共鳴イメージング装置において、  
前記マルチRFコイルは、前記被検体又は前記寝台に固定的に取り付けられている磁気共鳴イメージング装置。

11. 磁場強度が一様な均一領域を含む静磁場を発生する静磁場発生手段と、被検体を載せるとともに前記静磁場を通過する所定方向に移動可能な寝台と、前記静磁場発生手段に対して固定的に設置される少なくとも1個の受信RFコイルと、前記所定方向における前記寝台と前記マグネットとの間の相対的な位置を自動的に変更する位置変更手段と、この位置変更手段により変更された位置夫々にて所定のパルス列を前記被検体に印加するスキャンを行うスキャン手段と、このスキャン手段によるパルス印加に伴って前記被検体から発生するエコー信号を前記受信RFコイルを介して受信する受信手段と、この受信手段により受信されたエコー信号を所定の受信処理を付してエコーデータに変換する受信処理手段と、この受信処理手段により変換されたエコーデータに基づきMR画像を生成する画像生成手段とを備えたことを特徴とする磁気共鳴イメージング装置。

12. 請求項11に記載の磁気共鳴イメージング装置において、  
前記受信RFコイルの数は1つである磁気共鳴イメージング装置。

13. 請求項12に記載の磁気共鳴イメージング装置において、  
前記受信RFコイルは送受信兼用の全身用RFコイルである磁気共鳴イメージング装置。

14. 請求項13に記載の磁気共鳴イメージング装置において、  
前記パルス列は、1枚の画像再構成に必要な所定のエンコード数よりも少ないエンコード数を含み、

前記画像生成手段は、前記位置変更手段により変更される位置毎に前記受信処理手段によって生成される前記エコーデータの組に前記複数のコイル体の感度分布が異なることを利用したアンフォールディング処理を行う手段である磁気共鳴イメージング装置。

15. 請求項14に記載の磁気共鳴イメージング装置において、  
前記位置変更手段は、前記受信RFコイルの前記長手方向における長さの1/2分ずつ前記寝台を移動させる手段である磁気共鳴イメージング装置。

16. 請求項11に記載の磁気共鳴イメージング装置において、  
前記位置変更手段は、前記被検体の撮像部位を前記受信MRコイルの感度分布領域から一部ずれた状態で位置させる第1の寝台位置と、前記被検体の撮像部位を前記受信MRコイルが前記感度分布領域に入る状態で位置させる第2の寝台位置とに前記寝台を移動させる手段であり、

前記寝台が前記第2の寝台位置に在るときに前記被検体に造影剤の注入を指示する指示手段を備えた磁気共鳴イメージング装置。

17. 請求項16に記載の磁気共鳴イメージング装置において、  
前記パルス列は、1枚の画像再構成に必要な所定のエンコード数よりも少ないエンコード数を含み、

前記スキャン手段は、前記寝台が前記第1の寝台位置に在るときに前記受信RFコイルの感度分布を測定するための第1の感度分布測定用スキャン及び前記撮像部位の画像を得る第1の撮像用スキャンを行うとともに、前記寝台が前記第2の寝台位置に在るときに前記受信RFコイルの感度分布を測定するための第2の感度分布測定用スキャン及び第2の前記撮像部位の画像を

得る複数回の撮像用スキャンを行う手段であり、

前記画像生成手段は、前記第 1 及び第 2 の撮像用スキャンに拠るエコーデータを夫々、画像データに再構成する手段と、前記第 1 及び第 2 の感度分布測定用スキャンのエコーデータ及び前記第 1 の撮像用スキャンに拠る画像データを用いて前記各回の前記第 2 の撮像用スキャンに拠る画像データをアンフォールディング処理する手段とを有する磁気共鳴イメージング装置。

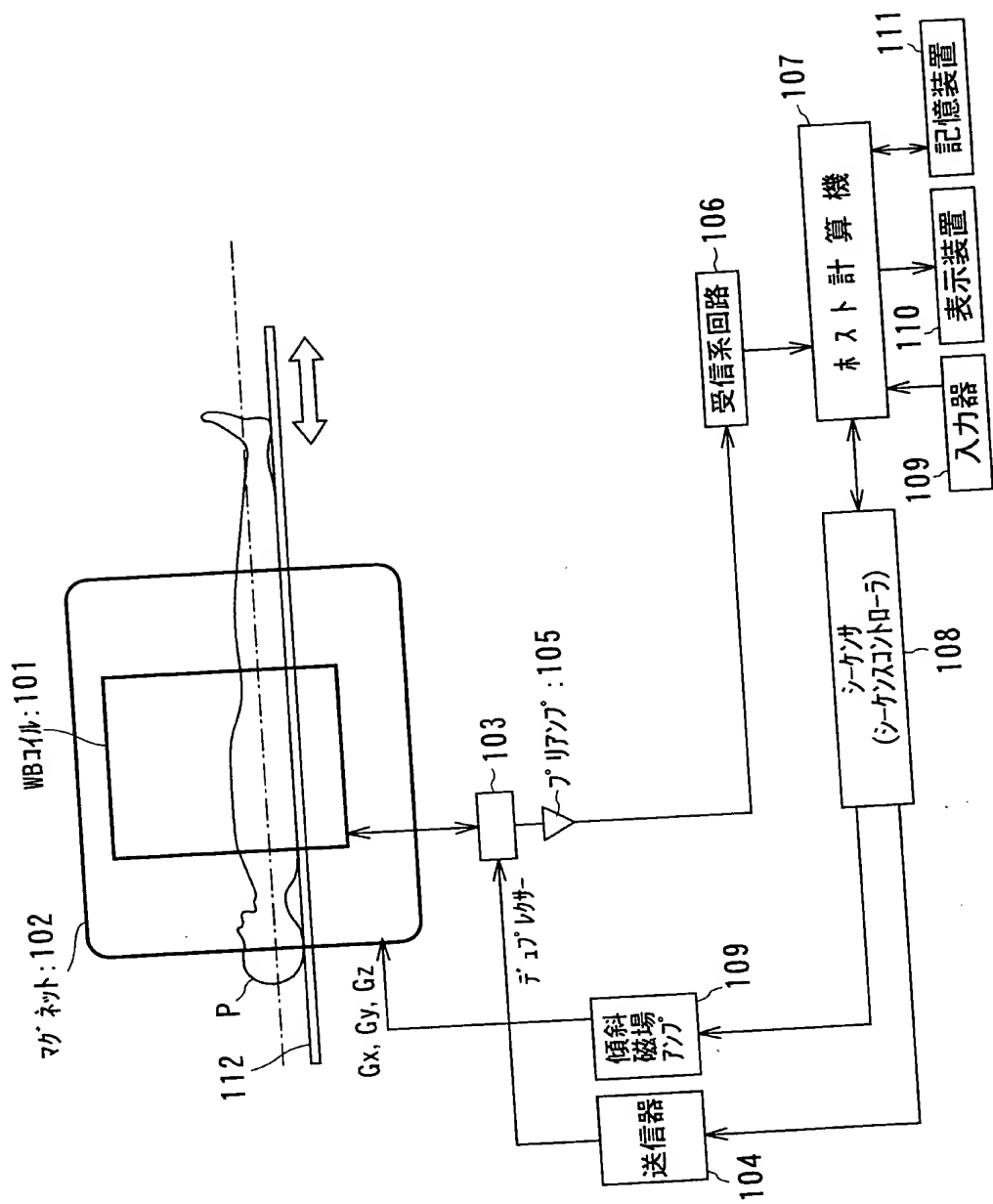
18. 請求項 16 に記載の磁気共鳴イメージング装置において、前記受信 RF コイルの数は 1 つである磁気共鳴イメージング装置。

19. 受信 RF コイルを用いて寝台上の被検体の画像をサブエンコーディング法（高速撮像法）に拠り撮像する MR イメージング方法において、

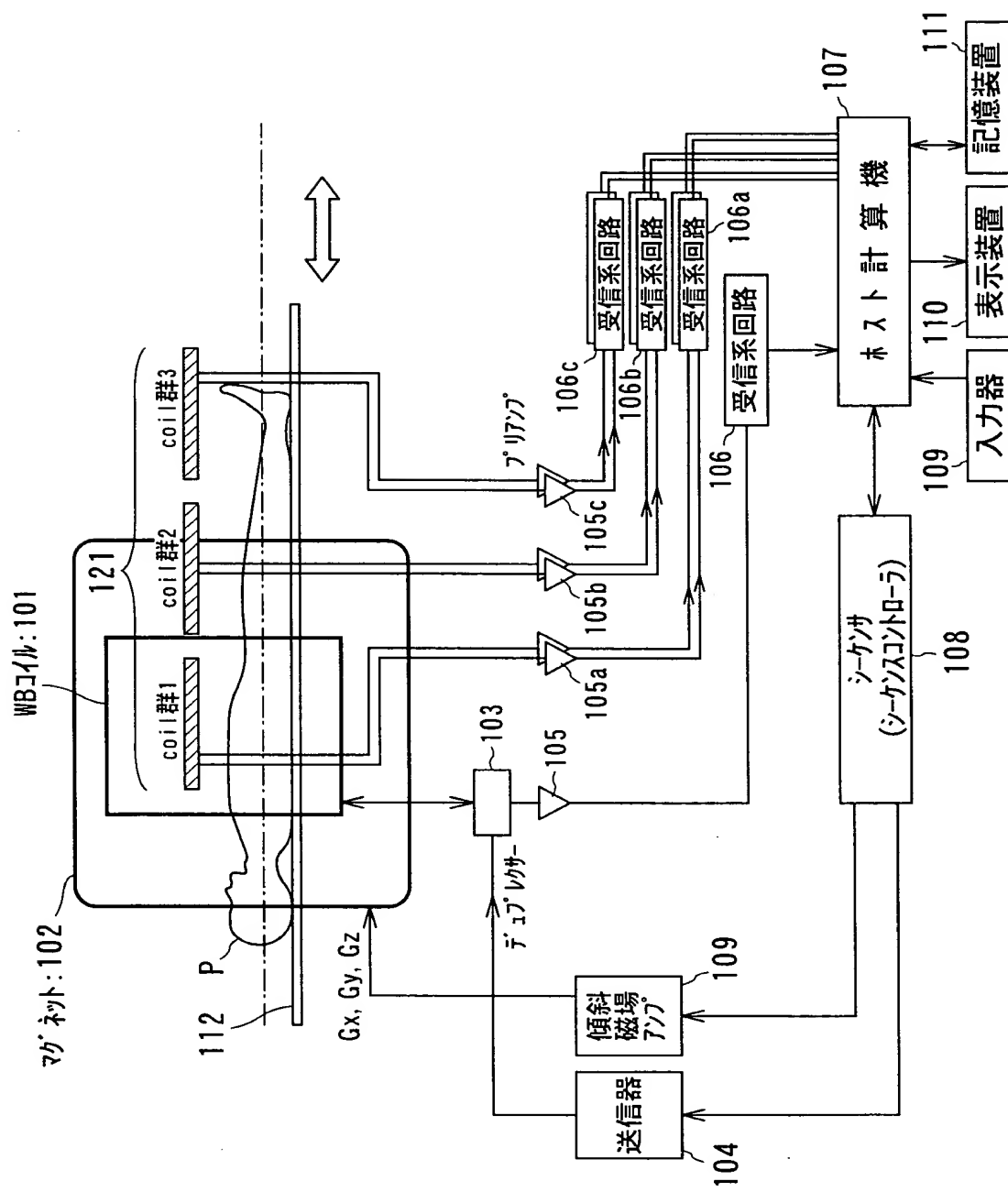
前記被検体の撮像部位と前記受信 RF コイルとの間の複数の位置関係における前記受信 RF コイルのコイル感度分布のデータと画像データをデータ収集手段により収集し、前記コイル感度分布データを用いて前記各位置において収集された画像データにデータ処理手段によりアンフォールディング処理を付すことを特徴とする MR イメージング方法。

## 要約書

寝台移動に基づく各種の撮像を行う磁気共鳴イメージング装置である。この装置は、静磁場を通過する所定方向に移動可能な寝台の天板を備えるとともに、一例として、複数のコイル群から成る受信用のマルチRFコイル7Rを備える。天板の長手方向の位置が、複数のコイル体夫々の前記所定方向の長さに応じて自動的に移動される。この移動位置夫々にて、所定のパルスシーケンスに拠るスキャンが行われる。エコー信号がマルチRFコイルを介して受信され、入力切り替え器により自動的に切り換えられて受信系回路に送られる。この回路にて、エコー信号は所定処理に付されてエコーデータに変換される。エコーデータはホスト計算機によりMR画像に生成される。



**FIG. 1**  
**PRIOR ART**



**FIG. 2**  
**PRIOR ART**



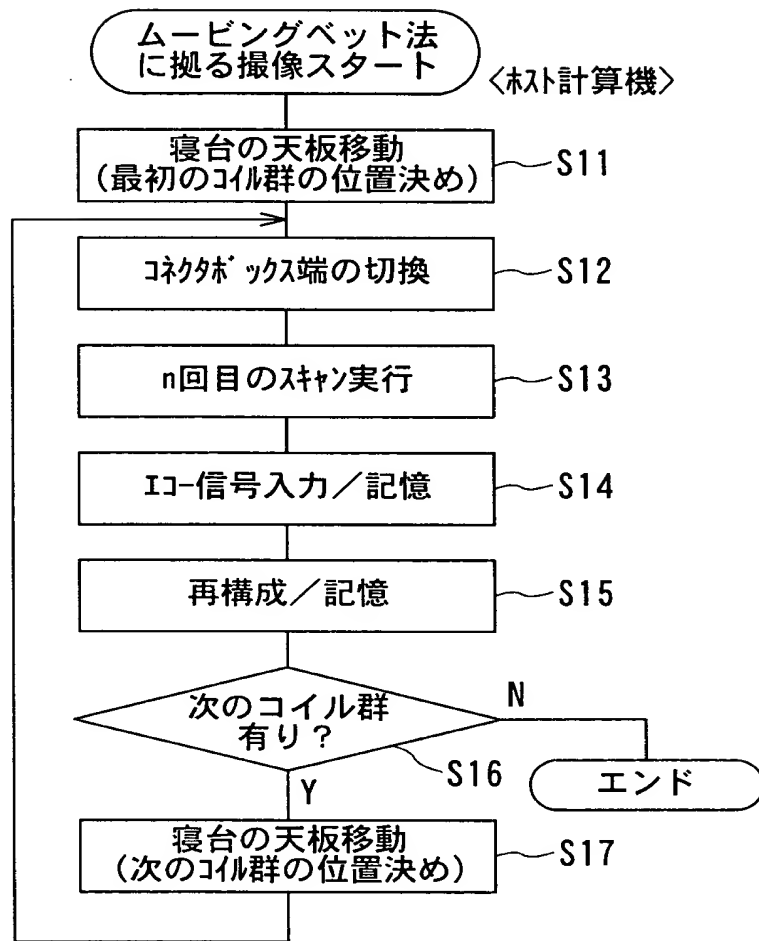


FIG. 4



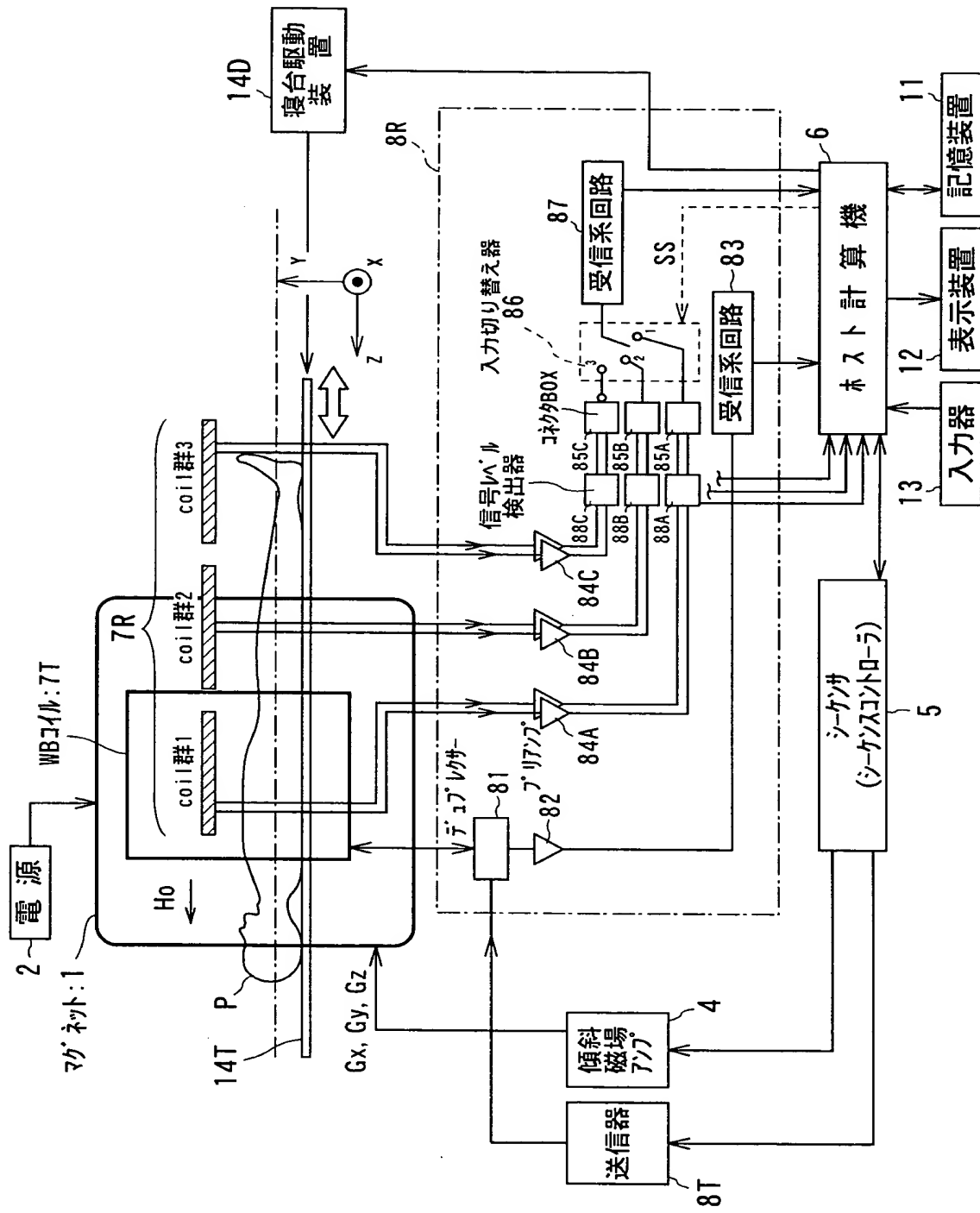


FIG. 5



スイッチ位置	コイル群の種類	コイル群のサイズ
0	×××	××
1	×××	××
2	×××	××
3	×××	××

FIG. 7

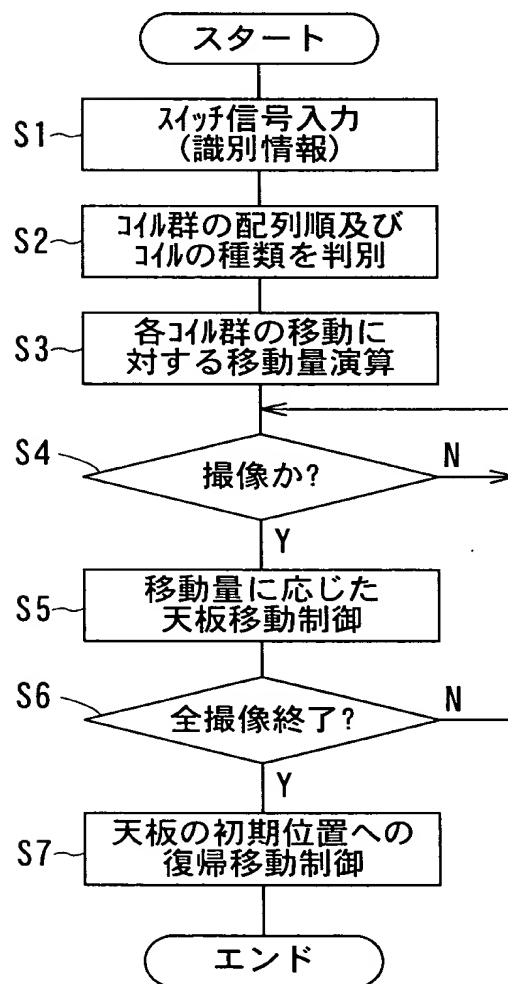


FIG. 8

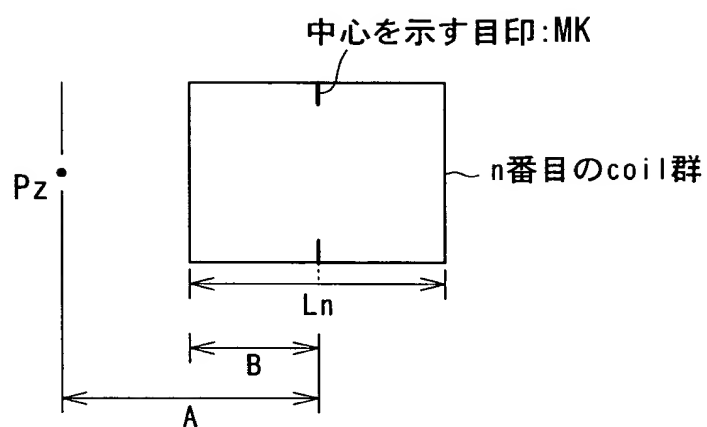


FIG. 9

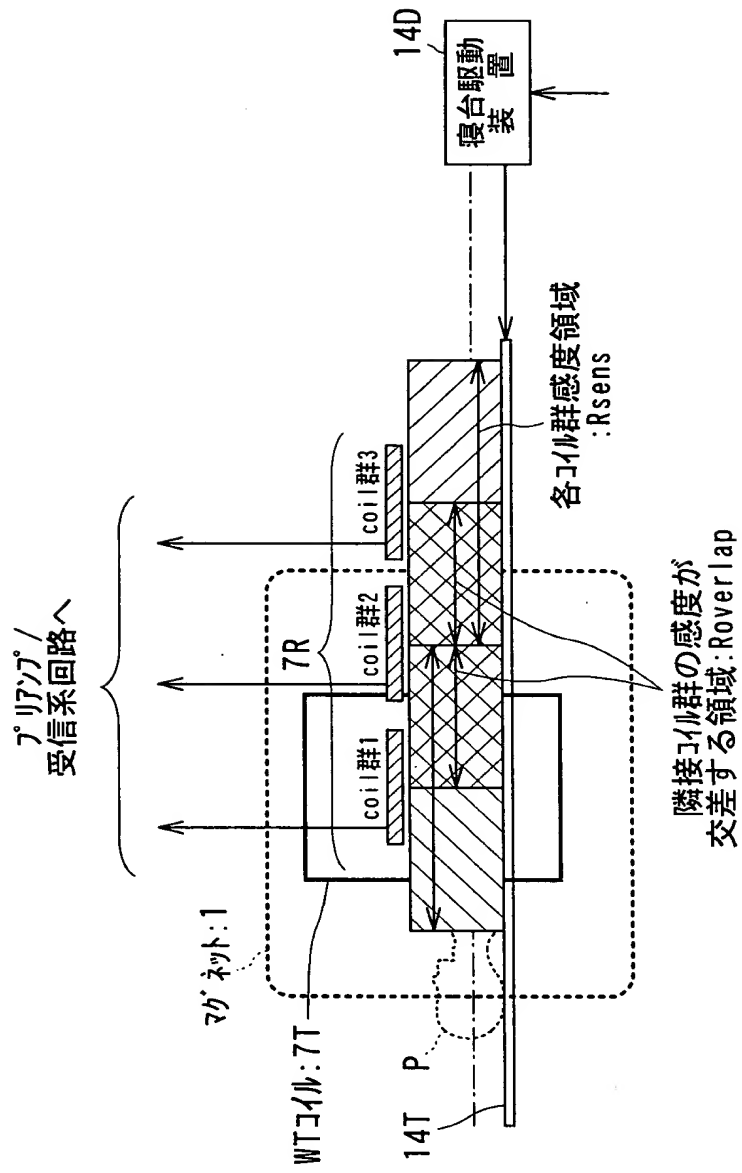


FIG. 10

FIG. 11A is a schematic diagram of a magnetic field generation system. The system includes a magnet 1, a coil group 7R, and a coil group 7L. The coil group 7R is composed of three sub-groups: coil group 1 upper, coil group 2 upper, and coil group 3 upper. The coil group 7L is composed of three sub-groups: coil group 1 lower, coil group 2 lower, and coil group 3 lower. The magnet 1 is positioned between the two coil groups. The system is connected to a power supply 14D via a cable 14T. The power supply 14D is connected to a control unit 14D.

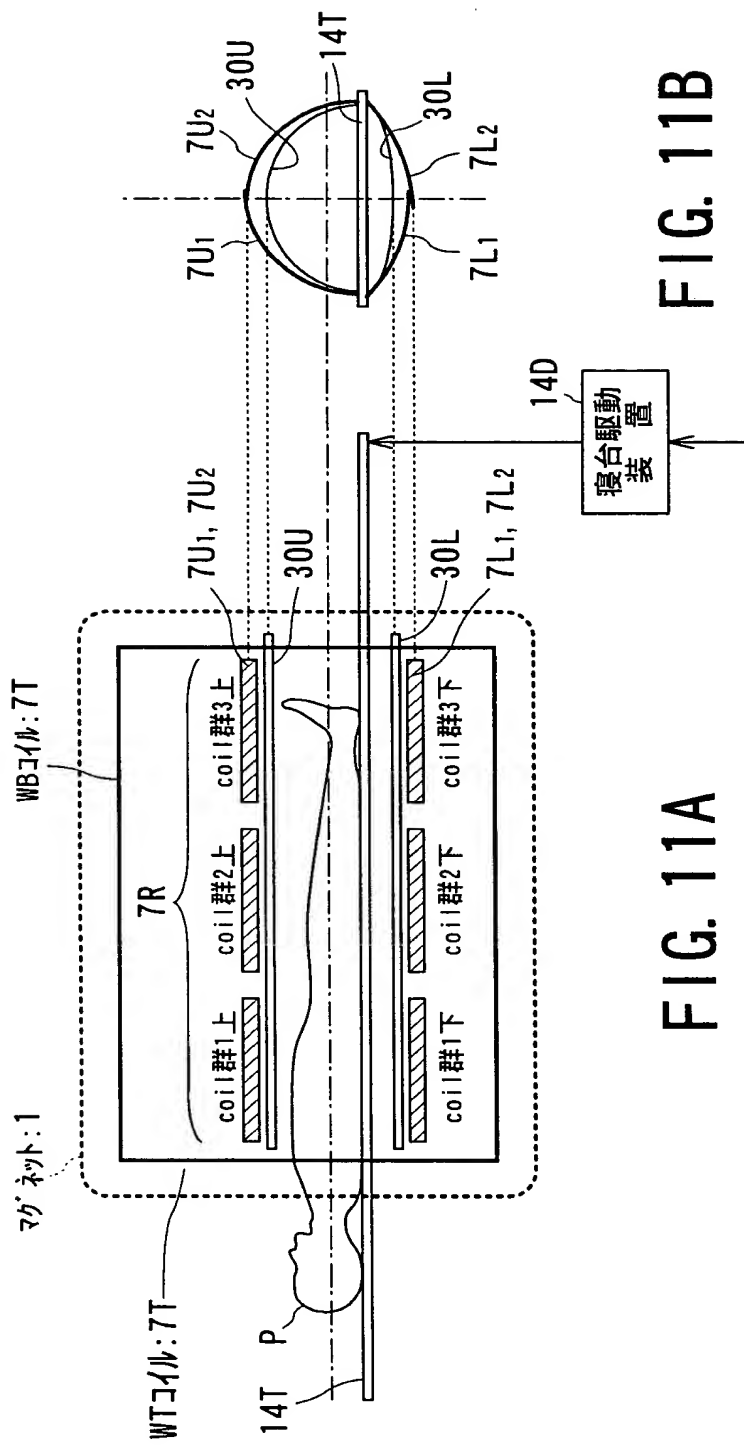


FIG. 11A

FIG. 11B

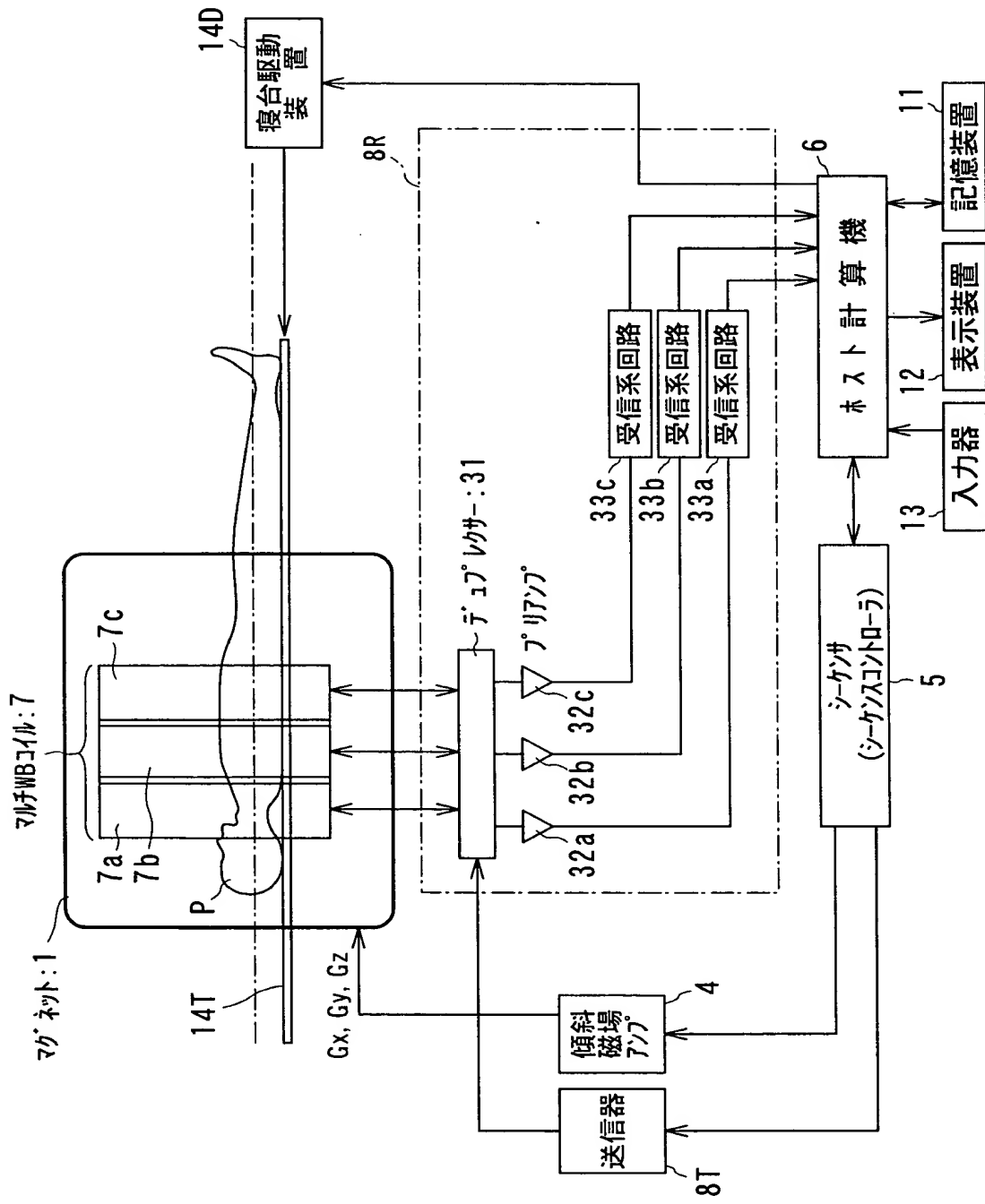


FIG. 12

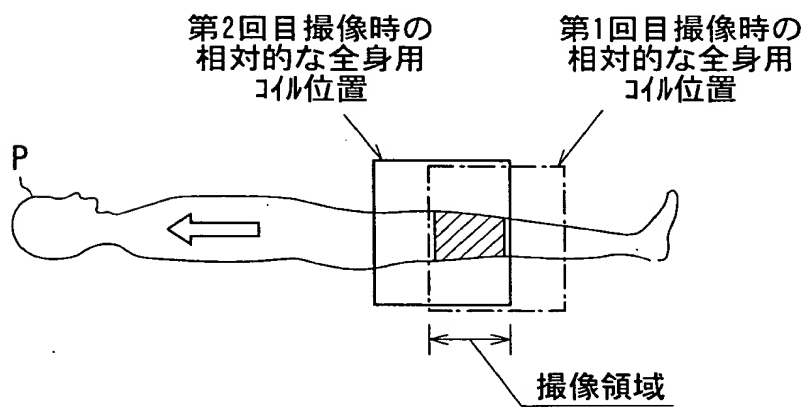
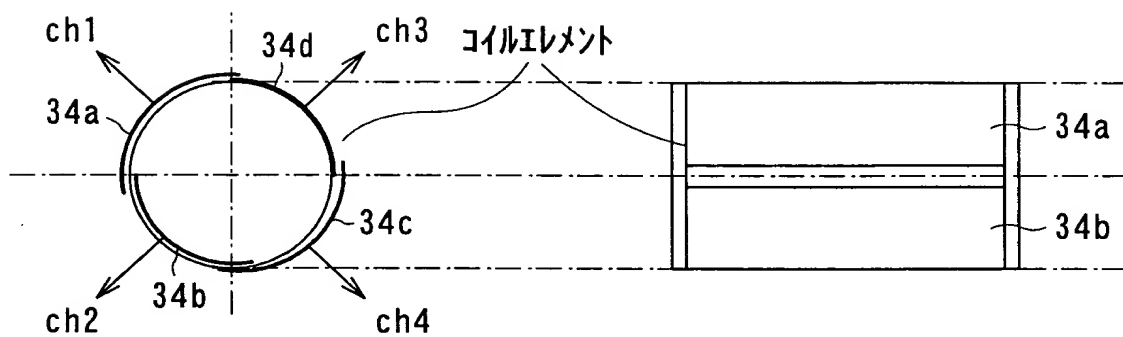


FIG. 14



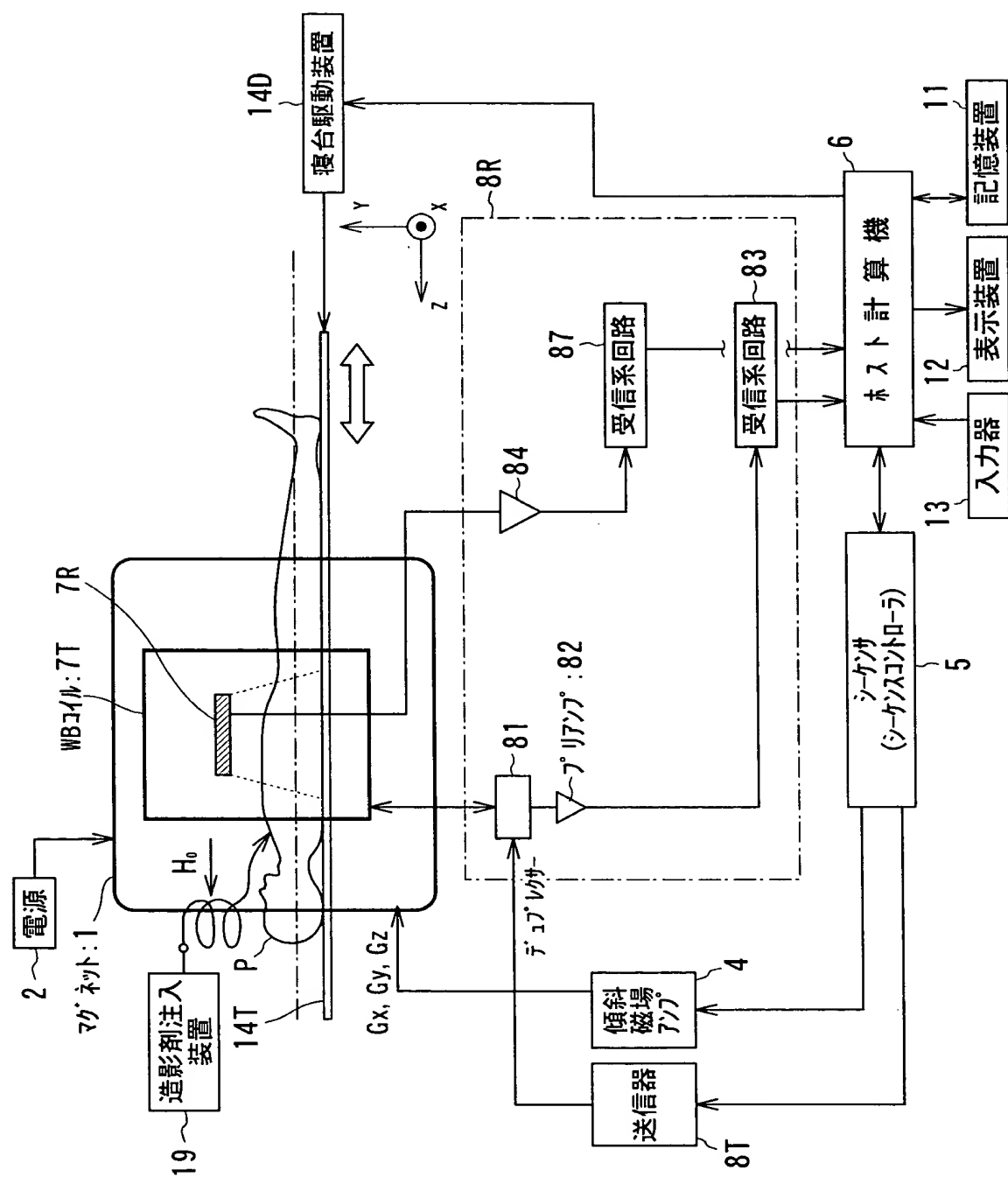


FIG. 15

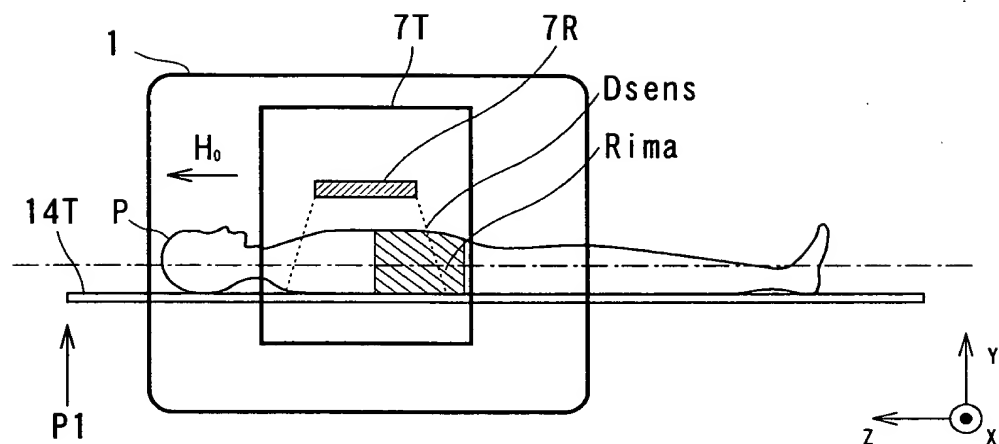


FIG. 16A

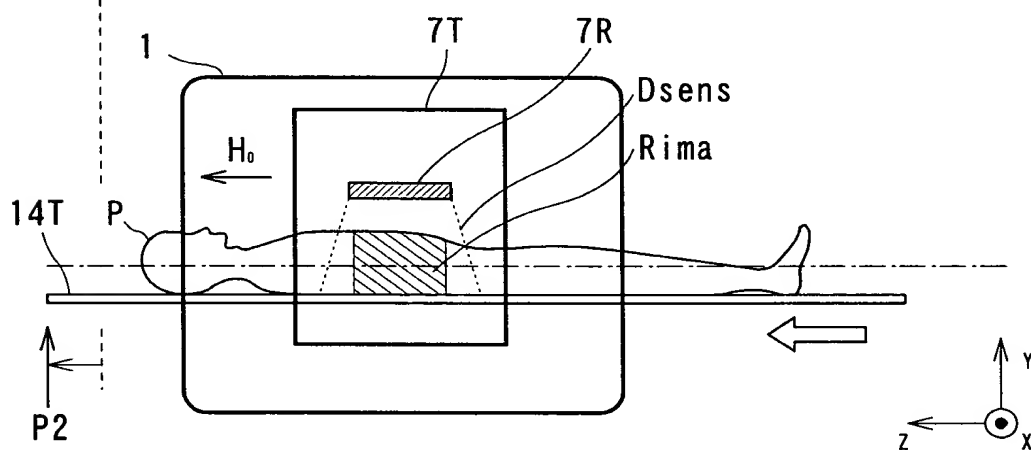


FIG. 16B



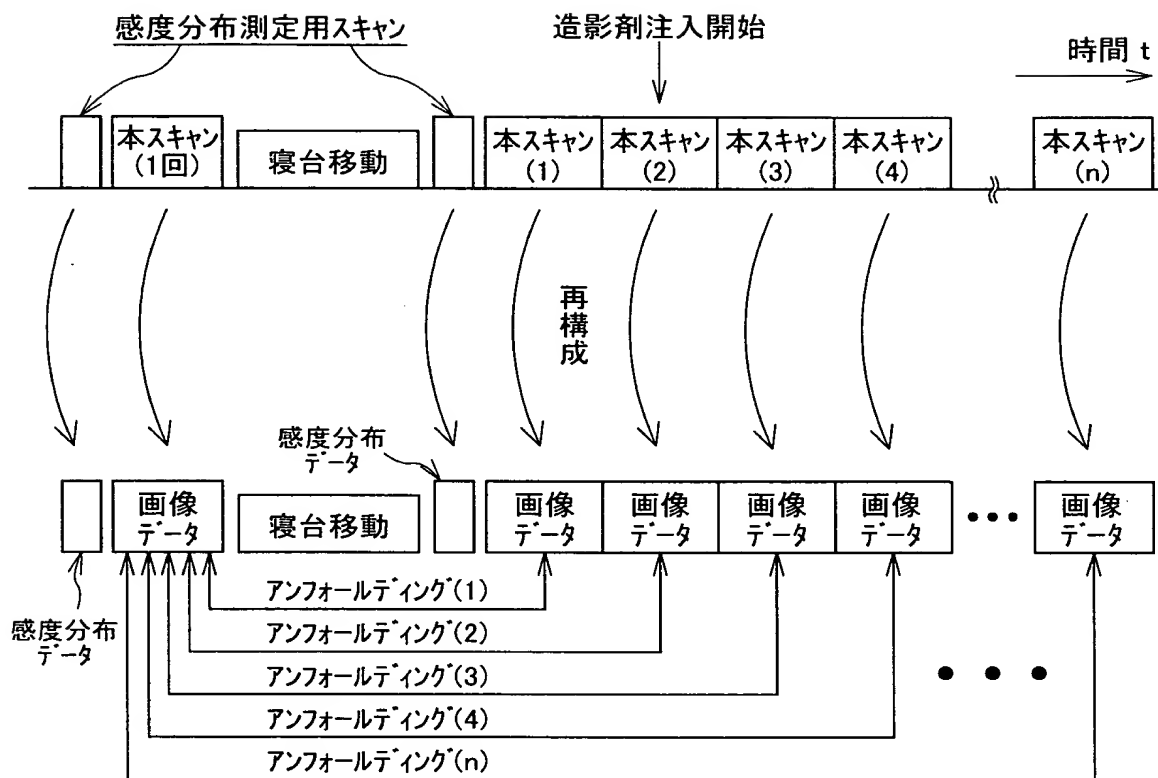


FIG. 18